



UNIVERSITAT POLITÈCNICA  
DE CATALUNYA  
BARCELONATECH

# ***Mejora del diagnóstico y de la hemodinámica en la revascularización carotídea. Aplicación de la dinámica de fluidos computacional mediante el OpenFOAM® y otras herramientas de libre distribución***

**Fausto Arturo Arias Araluce**

**ADVERTIMENT** La consulta d'aquesta tesi queda condicionada a l'acceptació de les següents condicions d'ús: La difusió d'aquesta tesi per mitjà del repositori institucional UPCommons (<http://upcommons.upc.edu/tesis>) i el repositori cooperatiu TDX (<http://www.tdx.cat/>) ha estat autoritzada pels titulars dels drets de propietat intel·lectual **únicament per a usos privats** emmarcats en activitats d'investigació i docència. No s'autoritza la seva reproducció amb finalitats de lucre ni la seva difusió i posada a disposició des d'un lloc aliè al servei UPCommons o TDX. No s'autoritza la presentació del seu contingut en una finestra o marc aliè a UPCommons (*framing*). Aquesta reserva de drets afecta tant al resum de presentació de la tesi com als seus continguts. En la utilització o cita de parts de la tesi és obligat indicar el nom de la persona autora.

**ADVERTENCIA** La consulta de esta tesis queda condicionada a la aceptación de las siguientes condiciones de uso: La difusión de esta tesis por medio del repositorio institucional UPCommons (<http://upcommons.upc.edu/tesis>) y el repositorio cooperativo TDR (<http://www.tdx.cat/?locale-attribute=es>) ha sido autorizada por los titulares de los derechos de propiedad intelectual **únicamente para usos privados enmarcados** en actividades de investigación y docencia. No se autoriza su reproducción con finalidades de lucro ni su difusión y puesta a disposición desde un sitio ajeno al servicio UPCommons. No se autoriza la presentación de su contenido en una ventana o marco ajeno a UPCommons (*framing*). Esta reserva de derechos afecta tanto al resumen de presentación de la tesis como a sus contenidos. En la utilización o cita de partes de la tesis es obligado indicar el nombre de la persona autora.

**WARNING** On having consulted this thesis you're accepting the following use conditions: Spreading this thesis by the institutional repository UPCommons (<http://upcommons.upc.edu/tesis>) and the cooperative repository TDX (<http://www.tdx.cat/?locale-attribute=en>) has been authorized by the titular of the intellectual property rights **only for private uses** placed in investigation and teaching activities. Reproduction with lucrative aims is not authorized neither its spreading nor availability from a site foreign to the UPCommons service. Introducing its content in a window or frame foreign to the UPCommons service is not authorized (*framing*). These rights affect to the presentation summary of the thesis as well as to its contents. In the using or citation of parts of the thesis it's obliged to indicate the name of the author.



UNIVERSITAT POLITÈCNICA  
DE CATALUNYA  
BARCELONATECH

Tesis Doctoral:

Mejora del diagnóstico y de la hemodinámica  
en la revascularización carotídea. Aplicación de  
la dinámica de fluidos computacional mediante  
el OpenFOAM<sup>®</sup> y otras herramientas de libre  
distribución

Programa de Doctorado:  
Análisis Estructural

Fausto Arturo Arias Araluce  
Director: Dr. Juan José Rivera Amores

16 de enero de 2017



*Dedicado a mi madre, médico y paciente*

*Una gota al sediento*

*... un manantial*

*El cielo ...de azul en azul...*

*de grises, de blancos, de negros...*

*y sino ya está*



# Resumen

El ictus es una de las principales causas de muerte e invalidez en España y en el mundo occidental. Su origen se debe, en muchos casos, a la acumulación de placas de ateromas en las paredes de las arterias carótidas. La revascularización carotídea, puede ser la solución elegida por el especialista. Dicha elección depende directamente de la sintomatología del paciente, del diagnóstico efectuado y de los posibles riesgos vs. beneficios, vinculados a realizar la intervención.

La hemodinámica juega un papel fundamental en la toma de cualquier decisión. Su análisis con métodos convencionales como la ecografía Doppler, la angiografía por tomografía computarizada (angio-TC) y por resonancia magnética (angio-RM), puede ser enriquecido con la simulación numérica del flujo sanguíneo en la zona de interés, utilizando técnicas de fluidodinámica computacional (CFD). El resultado de las simulaciones podría ser utilizado para realizar un mejor diagnóstico y proponer mejoras hemodinámicas, durante la intervención o tratamiento. También aportaría nuevas conclusiones sobre la posible evolución del paciente. No obstante, realizar estos estudios computacionales y llegar a conclusiones válidas, presenta un alto grado de dificultad en la actualidad. Esta dificultad viene dada por el estado de la técnica y la no existencia de un consenso científico en cuanto a aspectos clínicos, toma y procesamientos de los datos, reproducción de geometrías, construcción de los modelos y a la propia realización de las simulaciones, entre otros. Al mismo tiempo obtener resultados y llegar a conclusiones a partir de estos, requiere de un alto grado de especialización y el uso de software que, en general, tiene un elevado coste económico.

En el presente trabajo de tesis se emplea la simulación numérica para reproducir la circulación del flujo sanguíneo en las arterias carótidas. Utiliza los resultados para influir tanto en el diagnóstico, como en el pronóstico de la evolución del paciente. Se elabora una metodología para la creación de

## RESUMEN

---

modelos numéricos utilizando los datos que aporta el angio-TC y la ecografía Doppler, ambas técnicas empleadas en la clínica habitual.

A partir de las imágenes contenidas en ficheros con formato DICOM, resultados del angio-TC, se reproducen las geometrías de carótidas de pacientes y con los datos proporcionados por la ecografía Doppler se obtienen curvas de velocidades en las entradas, salidas y zonas de interés dentro de la arteria carótida. Son contruidos además modelos de carótidas con herramientas CAD.

OpenFOAM<sup>®</sup> es utilizado para realizar el mallado de los modelos, la resolución de las ecuaciones que gobiernan el movimiento del fluido y la obtención de variables hemodinámicas relevantes como la tensión de cizallamiento en la cara interna de la pared arterial carotídea. En el entorno de este software se implementa la condición de contorno Womersley para las velocidades, que es la más apropiada para simular de flujos pulsátiles en las carótidas.

Para el caso de una estenosis moderada, se complementa un diagnóstico realizado por el especialista. Se ha efectuado una comparativa entre una situación pre y postoperatoria con el objetivo de tenerla en cuenta ante posibles propuestas de mejoras hemodinámicas. El trabajo de pre-procesado, procesado y post-procesado ha sido realizado casi en su totalidad con herramientas de código abierto como vmtk, enGrid, ParaView y OpenFOAM<sup>®</sup> entre otras.

Palabras Claves: carótidas, ictus, estenosis, flujo sanguíneo, revascularización, endarterectomía, ecografía, Doppler, angio-TC, TAC, angio-RM, RM, tomografía, fluidodinámica computacional (CFD), OpenFOAM, hemodinámica, tensión de cizallamiento (WSS), OSI, Womersley, snappyHexMesh, software libre, código abierto, método de volúmenes finitos (MVF), ParaView, vmtk, enGrid.

# Abstract

Stroke is a major cause of death and disability in Spain and in the Western world. It is often caused by an accumulation of atherosclerotic plaques on the walls of carotid arteries. Carotid revascularization may be the solution chosen by the specialist. This choice depends directly on the symptoms, the diagnosis and the potential benefits vs. costs of performing surgery.

Hemodynamics plays a crucial role in all decision making. The conventional methods for analyzing hemodynamics are Doppler ultrasound, computed tomography angiography (CTA) and magnetic resonance angiography (MRA). These methods may be enriched with the numerical simulation of blood flow in the area of interest, using techniques of computational fluid dynamics (CFD). The result of the simulations can be used to improve diagnosis and to propose hemodynamic improvement during surgery or treatment. It can also provide conclusions on the progress of the patient. However, it is currently very difficult to perform these simulations and reach valid conclusions. This difficulty is due to the state of the technique and to the lack of scientific consensus in regard to clinical aspects, data gathering and processing, reproduction of geometries, construction of models, and execution of the simulations, among other aspects. Furthermore, obtaining results and drawing conclusions from them requires a high degree of specialization and the use of software that is often expensive.

The present thesis uses numerical simulation to replicate the blood flow in the carotid arteries. It uses the results to guide the diagnosis and prognosis of patient progress. It develops a methodology for the creation of numeric models using data provided by CTA and Doppler ultrasound, both of which are used in routine clinical practice.

From the images contained in the files with DICOM format resulting from the CTA, the geometries of carotid arteries of patients are reproduced. The data provided by the ultrasound velocities are used to obtain velocity curves

## ABSTRACT

---

in the inputs, outputs and areas of interest within the carotid artery. Models of carotid arteries are also built with CAD tools.

OpenFOAM<sup>®</sup> is used for model meshing, solving the equations that govern the fluid movement and obtaining the relevant hemodynamic variables such as carotid wall shear stress. The Womersley boundary condition for velocities, which is the most suitable one for simulating pulse flows in carotid arteries, is implemented in this software environment.

In cases of moderate stenosis, a diagnosis by a specialist is added. A comparison between a pre- and postoperative situation was made in order to take it into account for any proposals of hemodynamic improvement. The pre-processing, processing and post-processing were performed almost entirely with open source tools such as vmtk, enGrid, ParaView and OpenFOAM<sup>®</sup>.

Keywords: carotid arteries, stroke, stenosis, blood flow, revascularization, endarterectomy, ultrasound, Doppler, CT angiography, CTA, MR angiography, MRA, tomography, computational fluid dynamics (CFD), OpenFOAM, hemodynamic, wall shear stress (WSS), OSI, Womersley, snappyHexMesh, free software, open source, finite volume method (FVM), ParaView, vmtk, enGrid.

# Agradecimientos

Quisiera comenzar expresando mi gratitud al Dr. Juan José Rivera Amores, mi director de tesis. Su ayuda, consejos, análisis, horas de trabajo y colaboración, combinados con críticas constructivas, contribuyeron de forma decisiva a la realización del presente trabajo. Tengo que señalar también su calidad humana y su preocupación, por cualquier asunto que pudiera ser de mi interés profesional durante los años de realización de la presente tesis.

No puedo dejar de mostrar mi agradecimiento a todas las entidades que hicieron posibles los trabajos de investigación, y entre ellas en primer lugar a la Universidad Politécnica de Catalunya (UPC), a la Escuela Politécnica Superior de Ingeniería de Manresa (EPSEM) y a la Xarxa Assistencial Universitaria Manresa (Althaia). A los médicos Anna Badrenas y Jordi Grau, que colaboraron con el trabajo clínico, poniendo a nuestra disposición su experiencia con una paciencia e interés enormes, teniendo en cuenta su elevado ritmo de trabajo y responsabilidad.

Personalmente no podría dejar de señalar toda la ayuda y el soporte familiar con el que he podido contar a lo largo de estos años. En especial la comprensión de mi esposa Teresa, de Guillem y Santi. A ellos, a mi madre Mirta, así como a todos aquellos que al igual que ella sufren alguna enfermedad cardiovascular, dedico este trabajo.

# Índice general

Resumen	I
Abstract	III
Agradecimientos	V
Índice general	VI
Índice de figuras	XI
Índice de tablas	XV
Nomenclatura . . . . .	XVI
<b>1. Introducción</b>	<b>1</b>
1.1. El motivo de la tesis . . . . .	3
1.2. Antecedentes y estado del arte . . . . .	3
1.3. Contenido del trabajo por capítulos . . . . .	12
<b>2. La Hemodinámica y la Revascularización Carotídea</b>	<b>14</b>
2.1. Variables Hemodinámicas . . . . .	15
2.1.1. WSS, OSI y TE . . . . .	16
2.2. HI . . . . .	18
2.3. Endarterectomía y Estenosis . . . . .	19
2.3.1. Grado de estenosis . . . . .	20
2.4. Breve resumen del capítulo . . . . .	24
<b>3. Modelo Físico-Matemático y el MVF</b>	<b>25</b>
3.1. El problema físico . . . . .	25
3.1.1. Ecuaciones de Navier-Stokes . . . . .	26

3.2.	El Método de Volúmenes Finitos (MVF) . . . . .	27
3.2.1.	Las mallas en el MVF . . . . .	28
3.2.2.	Discretización de las ecuaciones de gobierno . . . . .	31
3.2.3.	Esquemas numéricos . . . . .	36
3.2.4.	Condiciones de contorno . . . . .	46
3.2.5.	Sistema de ecuaciones algebraicas . . . . .	48
3.2.6.	Métodos para acoplar la presión y la velocidad . . . . .	51
3.3.	Breve resumen del capítulo . . . . .	61
<b>4.</b>	<b>Toma de Datos y Modelización Geométrica . . . . .</b>	<b>62</b>
4.1.	Ecografía Doppler . . . . .	62
4.1.1.	Uso de la ecografía Doppler . . . . .	63
4.2.	Angio-TC . . . . .	65
4.2.1.	Uso del angio-TC . . . . .	67
4.3.	vmtk . . . . .	68
4.3.1.	Utilización del vmtk . . . . .	73
4.4.	enGrid . . . . .	86
4.4.1.	Uso de enGrid . . . . .	87
4.5.	Breve resumen del capítulo . . . . .	88
<b>5.</b>	<b>Simulación Numérica: OpenFOAM® . . . . .</b>	<b>92</b>
5.1.	El OpenFOAM® . . . . .	93
5.2.	Creación del Caso . . . . .	97
5.3.	Generación de la malla . . . . .	99
5.3.1.	Utilidad: blockMesh . . . . .	100
5.3.2.	Utilidad: snappyHexMesh (sHM) . . . . .	101
5.4.	Condición iniciales y de contorno . . . . .	107
5.5.	Propiedades físicas del fluido . . . . .	109
5.6.	Controles de tiempo, lectura y escritura . . . . .	110
5.7.	Discretización y esquemas numéricos utilizados . . . . .	112
5.8.	Solucionadores utilizados . . . . .	114
5.9.	Algoritmo utilizado (PISO) . . . . .	115
5.10.	Ejecución . . . . .	115
5.11.	Implementación de un perfil Womersley . . . . .	116
5.11.1.	Cálculo del perfil de velocidades . . . . .	116
5.11.2.	Prueba de la implementación . . . . .	118
5.12.	Breve resumen del capítulo . . . . .	120

<b>6. Visualización: ParaView</b>	<b>123</b>
6.1. Instalación . . . . .	124
6.2. La Interfaz . . . . .	124
6.3. Filtros . . . . .	126
6.4. Multiview . . . . .	127
6.5. Volume rendering . . . . .	127
6.6. Tiempo . . . . .	128
6.7. Otros programas . . . . .	129
6.8. Breve resumen del capítulo . . . . .	129
<b>7. Metodología para aplicar en la zona Carotídea</b>	<b>131</b>
7.1. Toma de datos . . . . .	131
7.1.1. Zona de estudio y secciones . . . . .	132
7.1.2. Ecografía Doppler, angio-TC o angio-RM . . . . .	132
7.2. Procesamiento de los datos . . . . .	133
7.2.1. Curvas de velocidad . . . . .	133
7.2.2. Construcción del modelo . . . . .	133
7.3. Simulación numérica . . . . .	134
7.3.1. Mallado . . . . .	134
7.3.2. Condiciones de contorno . . . . .	135
7.3.3. Características físicas . . . . .	135
7.3.4. Ejecución del solver . . . . .	136
7.4. Resultados . . . . .	136
7.5. Breve resumen del capítulo . . . . .	136
<b>8. Caso Clínico (Preoperatorio)</b>	<b>138</b>
8.1. Toma de datos . . . . .	139
8.1.1. Zona de estudio y secciones . . . . .	139
8.1.2. Ecografía Doppler . . . . .	140
8.1.3. Angio-TC . . . . .	140
8.2. Procesamiento de datos . . . . .	142
8.2.1. Curvas de velocidad en la ACC1 y ACI1 . . . . .	143
8.2.2. Construcción del modelo . . . . .	145
8.3. Simulación numérica . . . . .	148
8.3.1. Mallado . . . . .	148
8.3.2. Condiciones de contorno . . . . .	158
8.3.3. Características físicas . . . . .	159
8.3.4. Ejecución del solver . . . . .	159



8.4.	Resultados . . . . .	161
8.4.1.	Geometría . . . . .	161
8.4.2.	Velocidades en puntos de control . . . . .	161
8.4.3.	WSS, OSI y TE . . . . .	163
8.5.	Breve resumen del capítulo . . . . .	165
<b>9.</b>	<b>Caso Clínico (Postoperatorio)</b>	<b>166</b>
9.1.	Toma de datos . . . . .	166
9.1.1.	Zona de estudio y secciones . . . . .	166
9.1.2.	Ecografía Doppler . . . . .	167
9.1.3.	Angio-TC . . . . .	167
9.2.	Procesamiento de datos . . . . .	168
9.2.1.	Curvas de velocidad en la ACC1 y ACI1 . . . . .	168
9.2.2.	Construcción del modelo . . . . .	168
9.3.	Simulación numérica . . . . .	171
9.3.1.	Mallado . . . . .	171
9.3.2.	Condiciones de contorno . . . . .	171
9.3.3.	Características físicas . . . . .	172
9.3.4.	Ejecución del solver . . . . .	174
9.4.	Resultados . . . . .	174
9.4.1.	Velocidades en la ACI1 . . . . .	174
9.4.2.	WSS, OSI y TE . . . . .	175
9.5.	Breve resumen del capítulo . . . . .	175
<b>10.</b>	<b>Modelos Idealizados de Carótidas</b>	<b>179</b>
10.1.	Construcción de la geometría . . . . .	179
10.2.	Simulación numérica . . . . .	180
10.2.1.	Mallado . . . . .	180
10.2.2.	Condiciones de contorno . . . . .	181
10.2.3.	Características físicas . . . . .	181
10.3.	Resultados . . . . .	182
10.3.1.	Velocidades . . . . .	182
10.3.2.	WSS, OSI y TE . . . . .	184
10.4.	Breve resumen del capítulo . . . . .	188
<b>11.</b>	<b>Resultados Generales</b>	<b>189</b>
11.1.	Mejoras en el diagnóstico clínico . . . . .	189
11.2.	Mejora hemodinámica en la intervención . . . . .	191

11.2.1. Comparativa, Pre-Post . . . . .	191
11.3. Limitaciones prácticas . . . . .	200
11.4. Breve resumen del capítulo . . . . .	203
<b>12. Sumario y Conclusiones</b>	<b>204</b>
12.1. Resumen del trabajo realizado . . . . .	204
12.2. Aportaciones del trabajo . . . . .	206
12.3. Limitaciones . . . . .	207
12.4. Líneas futuras de investigación . . . . .	207
<b>Apéndices</b>	<b>208</b>
<b>A. Colliding 150-500, sin smoothing</b>	<b>209</b>
A.0.1. Problemas al realizar la simulación . . . . .	230
<b>B. Colliding 150-500, con smoothing</b>	<b>231</b>
B.0.2. Realizando el nuevo corte . . . . .	235
<b>Bibliografía</b>	<b>236</b>
<b>Índice alfabético</b>	<b>259</b>

# Índice de figuras

1.1. Carótida . . . . .	1
2.1. Grado de estenosis, criterios NASCET y ECST . . . . .	20
3.1. Discretización espacial del dominio . . . . .	28
3.2. Volumen de control, MVF . . . . .	29
3.3. Volumen de control. Representación . . . . .	30
3.4. Volumen de control. Representación . . . . .	30
3.5. Central Differencing (CD) . . . . .	38
3.6. VC. para describir esquema híbrido . . . . .	39
3.7. VC. para describir esquema potencial . . . . .	41
3.8. Esquema QUICK . . . . .	43
3.9. Condiciones de Contorno . . . . .	47
3.10. Mallado decalado . . . . .	54
4.1. Secciones de estudio, en las carótidas . . . . .	65
4.2. Angio-TC, imagen . . . . .	67
4.3. Volumen contenido en imágenes DICOM. . . . .	75
4.4. Cubo para acotar la zona de interés. . . . .	75
4.5. Volumen de la zona de interés. . . . .	76
4.6. Imagen de carótida aislada. . . . .	76
4.7. Seleccionando umbrales. . . . .	81
4.8. Zona con valor de gris inferior a 180 . . . . .	82
4.9. Zona con valores de gris entre 180 y 500 . . . . .	82
4.10. Zona con valores de gris mayor de 500 . . . . .	83
4.11. Menor de 180. Resultado final . . . . .	83
4.12. Entre 180 y 500. Resultado final . . . . .	84
4.13. Mayor de 500. Resultado final . . . . .	84

4.14. Carótida segmentada con umbrales entre 180 y 500. . . . .	85
4.15. Interfaz del enGrid. . . . .	88
4.16. Capacidades del enGrid. . . . .	89
4.17. Definiendo fronteras con enGrid. . . . .	90
5.1. Caso en el OpenFOAM® . . . . .	98
5.2. Caso base . . . . .	98
5.3. Directorio constant . . . . .	99
5.4. PolyMesh . . . . .	100
5.5. Block . . . . .	102
5.6. Malla base y superficie STL . . . . .	103
5.7. División y eliminación de celdas (1) . . . . .	104
5.8. División y eliminación de celdas (2) . . . . .	104
5.9. División y eliminación de celdas (3) . . . . .	105
5.10. Ajuste a la superficie STL . . . . .	106
5.11. Malla base (malla fina) . . . . .	107
5.12. Eliminación de celdas (malla fina) (1) . . . . .	108
5.13. Eliminación de celdas (malla fina) (2) . . . . .	109
5.14. Eliminación de celdas (malla fina) (3) . . . . .	110
5.15. Ajuste a la superficie STL (malla fina) . . . . .	111
5.16. System . . . . .	111
5.17. fvSchemes y fvSolution . . . . .	113
5.18. Validando Womersley . . . . .	119
5.19. Curva de velocidad impuesta. . . . .	119
5.20. Curva de velocidades pico. . . . .	120
6.1. ParaView . . . . .	125
6.2. Slice . . . . .	127
6.3. Volumen . . . . .	128
6.4. Tiempo . . . . .	128
6.5. Control del tiempo . . . . .	129
8.1. Zona de estudio, caso clínico, preoperatorio . . . . .	139
8.2. Seccionado de la carótida, caso clínico, preoperatorio . . . . .	140
8.3. Velocidades en ACC1 . . . . .	141
8.4. Velocidades en ACI1 . . . . .	141
8.5. Velocidades en ACI0 . . . . .	141
8.6. Velocidades en ACE0 . . . . .	142

8.7. Carótida, angio-TC, vistas . . . . .	142
8.8. Carótida, angio-TC, ParaView . . . . .	143
8.9. Velocidades en la ACC1 y en la ACI1 . . . . .	144
8.10. Velocidades para obtener perfil Womersley . . . . .	144
8.11. Curva de caudal en ACC . . . . .	145
8.12. VOI, caso clínico, preoperatorio . . . . .	146
8.13. Inicialización. Recorrido . . . . .	147
8.14. Primer segmento, inicialización . . . . .	147
8.15. Block, caso clínico, preoperatorio . . . . .	150
8.16. Propiedades del block, ParaView . . . . .	151
8.17. Malla obtenida con snappyHexMesh . . . . .	155
8.18. Modelo tridimensional, caso clínico, preoperatorio . . . . .	156
8.19. Velocidades en la ACI0 (estenosis) . . . . .	162
8.20. Velocidades en la ACE0 . . . . .	162
8.21. $\overline{WSS}$ , caso clínico, preoperatorio . . . . .	163
8.22. OSI, caso clínico, preoperatorio . . . . .	164
8.23. TE, caso clínico, preoperatorio . . . . .	164
9.1. Zona de estudio, caso clínico, postoperatorio . . . . .	167
9.2. Seccionado de la carótida, caso clínico, postoperatorio . . . . .	168
9.3. Velocidades en la ACC1 y en la ACI1 . . . . .	168
9.4. Curva de caudal en ACC, postoperatorio . . . . .	169
9.5. VOI, caso clínico, postoperatorio . . . . .	170
9.6. Malla obtenida con snappyHexMesh . . . . .	171
9.7. Velocidades en la ACI0 (estenosis) . . . . .	175
9.8. $\overline{WSS}$ , caso clínico, postoperatorio . . . . .	176
9.9. OSI, caso clínico, postoperatorio . . . . .	176
9.10. TE, caso clínico, postoperatorio . . . . .	177
10.1. Carótidas idealizadas . . . . .	180
10.2. Malla obtenida con snappyHexMesh, modelos idealizados . . . . .	181
10.3. Velocidades en la sístole, carótidas idealizadas . . . . .	182
10.4. Velocidades al final de la diástole, carótidas idealizadas. . . . .	183
10.5. WSS, carótidas idealizadas. . . . .	185
10.6. TE, carótidas idealizadas . . . . .	186
10.7. WSS menor de 1,5 Pa, carótidas idealizadas. . . . .	187
11.1. Carótidas, pre-post . . . . .	191

11.2. Geometrías, Pre-Post, comparativa 1 . . . . .	193
11.3. Geometrías Pre-Post, comparativa 2 . . . . .	194
11.4. Velocidades en la ACC1 y ACI1 . . . . .	195
11.5. Caudales Pre-Post (ACC, ACI) . . . . .	196
11.6. Distribución de caudales . . . . .	197
11.7. $\overline{WSS}$ , Pre . . . . .	198
11.8. $\overline{WSS}$ , Post . . . . .	199
11.9. OSI, Pre . . . . .	199
11.10. OSI, Post . . . . .	200
11.11. TE, Pre . . . . .	201
11.12. TE, Post . . . . .	202
A.1. El voi visto con ParaView. . . . .	210
A.2. Voi con un rango de niveles de grises . . . . .	211
A.3. El voi listo para efectuar la inicialización. . . . .	213
A.4. Segmentación de una carótida con colliding. . . . .	215
A.5. ACC con una rama. . . . .	216
A.6. Primer estudio de segmentación . . . . .	217
A.7. Segundo estudio de segmentación . . . . .	218
A.8. Collidign con umbrales 150-500. . . . .	219
A.9. Colliding 150-500, con ParaView. . . . .	219
A.10. Examen del vtp, con ParaView. . . . .	221
A.11. Distancias en el vtp. . . . .	222
A.12. Midiendo diámetros, ParaView . . . . .	223
A.13. Cortes de las ramas, ParaView . . . . .	226
A.14. Zonas donde se aplicarán las extensiones. . . . .	227
B.1. Smoothing después de cortes. . . . .	232
B.2. Modelo suavizado. . . . .	234
B.3. Cortes definitivos del modelo. . . . .	235

# Índice de tablas

2.1. Grado de estenosis. Criterios hemodinámicos . . . . .	22
8.1. Diámetros en las secciones (Doppler) . . . . .	141
8.2. Condiciones de contorno, Preoperatorio, Resumen . . . . .	159
8.3. Presión y Velocidades, Preoperatorio (Dicc.-OpenFoam) . . . .	160
8.4. Diámetros (angio-TC vs. Doppler), Preoperatorio . . . . .	161
9.1. Condiciones de contorno, Postoperatorio, Resumen . . . . .	172
9.2. Presión y Velocidades, posoperatorio (Dicc.-OpenFOAM®) . .	173
9.3. Velocidades, ACIO, postoperatorio (Doppler) . . . . .	174
11.1. Relaciones entre caudales . . . . .	196

# Nomenclatura

## Símbolos

**a** Campo Vectorial.

$C_o$  Número de Courant.

$D$  Tensor de Deformaciones.

$f$  Cara, Centro de Cara.

$N$  Centro de Celda Adyacente al Volumen de Control.

**n** Vector Unitario.

$P$  Punto en el Centro del Volumen de Control.

$p$  Presión.

$P_e$  Número de Peclet.

$R_e$  Número de Reynolds.

$S$  Término fuente. Superficie.

$T$  Período.

$t$  Tiempo.

**t** Vector Tensión.

$\mathbf{t}_s$  Tensión Tangencial.

**U** Campo de Velocidades.



**u** Campo de Velocidades.

$u$  Componente del campo de velocidades en la dirección x.

$v$  Componente del campo de velocidades en la dirección y.

$w$  Componente del campo de velocidades en la dirección z.

**x** Vector Posición.

$\mathbf{x}_f$  Vector Posición, Centro de Cara.

$\mathbf{x}_P$  Vector Posición, Centro de Celda.

### **Símbolos Griegos**

$\Gamma$  Coeficiente de difusión.

$\mu$  Viscosidad Absoluta o Dinámica.

$\nu$  Viscosidad Cinemática.

$\phi$  Variable Genérica.

$\sigma$  Tensor de Tensiones.

### **Siglas**

ACC Arteria carótida común

ACE Arteria carótida externa

ACI Arteria carótida interna

ACST Asymptomatic Carotid Surgery Trial

ACV Ataque cerebro vascular

AIT Ataque isquémico transitorio

BC Boundary Conditions

CCA Common carotid artery

CEs Células endoteliales

CFD Computational Fluid Dynamics  
DICOM Digital Imaging and Communication in Medicine  
ECA External carotid artery  
ECST European Carotid Surgery Trial  
GNU General Public License  
HI Hiperplasia Intimal  
ICA Internal carotid artery  
ICTUS Ataque cerebral, Accidente cerebral  
MVF Método de Volúmenes Finitos  
NASCET North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial  
OPENFOAM Open Source Field Operation and Manipulation  
OSI Oscillatory Shear Index  
QUICK Quadratic Upwind Interpolation for Convective Kinetics  
STL, stl STereoLithography Format  
TC Tomografía Computarizada  
TE Tiempo de Exposición, Tiempo de Residencia  
TI Engrosamiento de la Intima  
TVD Total Variation Diminishing  
VC Volumen de Control.  
VDF Velocidad diastólica final  
VMTK The Vascular Modeling Toolkit.  
VSCI Velocidad sistólica en la carótida interna  
VSCP Velocidad sistólica en la carótida primitiva

VSM Velocidad sistólica máxima

VTK Visualization Toolkit

WSS Wall Shear Streess

$\overline{\text{WSS}}$  Average Wall Shear Streess

# Capítulo 1

## Introducción

EL grado de obstrucción de las arterias carótidas, debido a la acumulación de placas de ateromas, incrementa la probabilidad de sufrir algún tipo de accidente cerebrovascular.

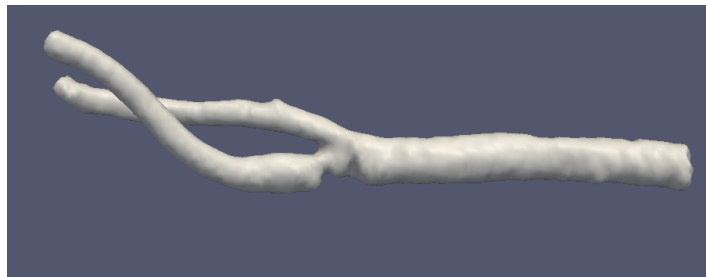


Figura 1.1: Arteria carótida.

Las acciones mecánicas que sobre las paredes de las arterias ejerce la sangre en movimiento, tienen una importancia fundamental en el inicio y evolución de este proceso de depósito de sustancias lipídicas, que definen a la aterosclerosis [26]. El comportamiento y análisis del flujo sanguíneo en las arterias forma parte del campo de investigación de la hemodinámica arterial.

Múltiples estudios “*in vitro*”, “*in vivo*” y numéricos relacionan las zonas de desarrollo de la aterosclerosis con el patrón del flujo, con la tensión de cizallamiento en la pared interna de la arteria (WSS), su índice de oscilación (OSI),<sup>1</sup> y otros “parámetros hemodinámicos” derivados de los anteriores.

---

<sup>1</sup>Las definiciones de estas variables se encuentran en el apartado 2.1.1.

Los valores que toman estos parámetros y el patrón del flujo están determinados por la geometría de la zona de interés, las condiciones del contorno, las características físicas de la sangre y de la pared arterial.

Algunas de las líneas de investigación en este campo de estudio, se centran en la descripción hemodinámica de determinada región arterial. Otras de carácter más predictivo, estiman en qué lugares dentro de esas zonas habrá un mayor riesgo de obstrucción de la arteria ante una cambio en la geometría y en las condiciones de contorno; para, de esta forma, minimizar los efectos hemodinámicos indeseados.

La realización de estos estudios de manera directa en los pacientes o bien “*in vitro*”, puede presentar inconvenientes tales como: resultar molesta, agresiva, costosa, incompleta o técnicamente inabordable bajo determinadas circunstancias. Motivos por los cuales el investigador recurre, si está a su alcance, a la simulación del fenómeno en ordenadores, mediante el empleo de modelos y técnicas numéricas.

Muchos paquetes de software comerciales pueden ser utilizados para realizar este tipo de simulaciones. El empleo de este tipo de técnicas forma parte de lo que se conoce como dinámica de fluidos computacional (CFD). El alto coste económico de estos programas,<sup>2</sup> así como la dificultad o imposibilidad de modificarlos y adaptarlos para resolver situaciones específicas, por tener un “código cerrado”, constituye muchas veces una barrera insalvable cuando se requiere realizar un análisis hemodinámico.

En el año 2004 la compañía OpenCFD lanza un código con licencia GNU [28, 29] de nombre OpenFOAM®, capaz de competir con estos códigos comerciales. Su implementación y uso requiere, sin embargo, un grado elevado de especialización por parte del investigador. Al mismo tiempo, los resultados numéricos, y las modificaciones o enriquecimiento del código son de gran ayuda para la comunidad científica entrando en la dinámica típica de los programas de libre distribución.<sup>3</sup> El uso de este tipo de códigos y en especial del OpenFOAM® tienen ya un claro impacto en un campo tan especializado como es el de la dinámica computacional de fluidos (CFD) [75].

Retornando a la obstrucción en las carótidas, cuando ésta es severa es

---

<sup>2</sup>En el presente trabajo las palabras códigos, programas, software, paquetes de programas, etc, harán alusión indistintamente y por simplicidad, a todo aquello que se relacione con la tecnología de programación, como por ejemplo, librerías, aplicaciones, etc.

<sup>3</sup>Es usual que en el caso de los paquetes de libre distribución, las adaptaciones y sugerencias de los usuarios sean utilizadas para perfeccionar los códigos. Estos programas generalmente son proyectos vigentes.

probable que se recurra a una técnica de revascularización que puede ser una angioplastia de la carótida con colocación de un stent o una endarterectomía carotídea. Si la obstrucción es moderada, el tratamiento no es tan claro.

En todos estos casos, el análisis hemodinámico mediante el empleo de CFD, puede ser una herramienta de gran utilidad en el diagnóstico, ejecución quirúrgica y previsión de resultados postoperatorios [68,90,103,126,132,161].

El presente trabajo de tesis doctoral se desarrolla dentro de este marco de investigación, dando lugar a la motivación científica que se presenta continuación.

## 1.1. El motivo de la tesis

El motivo de esta investigación es emplear la dinámica de fluidos computacional (CFD), en la mejora del diagnóstico y de la hemodinámica en la revascularización carotídea.

El crear y describir una metodología para efectuar las simulaciones numéricas empleando códigos de libre distribución, ha sido otro objetivo no menos importante. En este sentido se hace especial énfasis en el uso de la librería OpenFOAM®.

## 1.2. Antecedentes y estado del arte

Encontrar el motivo y llegar a los resultados de esta investigación requirió de un trabajo previo, que dada su importancia por los interrogantes, soluciones parciales y metodologías a que dio lugar merece ser descrito.

Inicialmente se pretendió analizar las consecuencias hemodinámicas de intercalar un collarín, entre dos uniones de vasos sanguíneos. A este collarín se le conoce con el nombre de Cuff de Miller, que alternando con la colocación de parches, como el de Taylor, es un tipo de técnica muy utilizada en la revascularización de las extremidades inferiores mediante derivación o bypass.

Existen interrogantes en cuanto al beneficio hemodinámico de la utilización de ambas técnicas, que comienzan por los mismos resultados estadísticos. No están claros ni el material a emplear, que puede ser artificial o vena del paciente; ni si el parámetro geométrico relevante es la altura del Cuff o el ángulo de la conexión entre los vasos o la relación entre los diámetros de la derivación y la arteria receptora, etc. Determinadas hipótesis, señalan a

la formación de un vórtice estable y unidireccional dentro del collarín, como causa del posible beneficio hemodinámico [97, 132].

Aspecto importante de esta etapa de la investigación fue la necesidad de encontrar, implementar y usar los programas para efectuar las simulaciones del flujo. Especial énfasis hay que hacer en el OpenFOAM<sup>®</sup>, el cual une a sus beneficios el inconveniente de requerir mucho tiempo de aprendizaje, a veces basado en la prueba y el error, consultas, experiencia de otros usuarios, validaciones parciales, etc.

A pesar de no ser encontradas, en aquel periodo, descripciones detalladas del empleo del OpenFOAM<sup>®</sup> en la hemodinámica arterial, si se logró crear una metodología propia de trabajo, que permitió realizar estudios comparativos para diferentes geometrías y condiciones de contorno, así como validar las simulaciones [162]. Con estos resultados, se consigue el interés de la Fundación Sanitaria Althaia en realizar de forma conjunta con la Universitat Politècnica de Catalunya (UPC) un estudio que permitió emplear la simulación numérica para analizar la hemodinámica en estenosis carotídeas [161].

En este campo de estudio al igual que en el de los Cuff, existen problemas no resueltos completamente muy similares, como son: la certeza del diagnóstico en los casos de estenosis moderadas, la obtención de los datos de los pacientes, la reproducción de la geometría en 3D, la influencia de los cambios que ocurren en la geometría posterior a la operación, etc.

Contribuir parcialmente a la solución de estos problemas fue objetivo del trabajo de tesis, adicionando la contribución metodológica y uso y adaptación del OpenFOAM<sup>®4</sup> y otras herramientas informáticas.

Al abordar la investigación es muy importante aceptar tal y como lo hacen Taylor y Humphrey (2009) en su artículo: “Open Problems in Computational Vascular Biomechanics: Hemodynamics and Arterial Wall Mechanics” [175], que a pesar de los avances en la hemodinámica vascular, existen muchos problemas abiertos en este campo de estudio, con soluciones satisfactorias, pero en constante evolución.

La reproducción en los modelos de la geometría específica del paciente, del material biológico, de las condiciones de contorno y de la interacción del fluido con el sólido; así como la planificación quirúrgica y el desarrollo de dispositivos médicos, son algunos de los aspectos sobre los cuales no existen

---

<sup>4</sup>Existen muchos trabajos dedicados solo a mostrar como es utilizado el OpenFOAM<sup>®</sup> en la solución de problemas ya conocidos.

resultados concluyentes, según el criterio de los autores.

Dentro de este estado del conocimiento, en constante cambio y en el cual se desarrolla la tesis es necesario no perder de vista que lo que se quiere lograr concretamente es tal como se mencionó en 1.1 es crear una metodología que permita mediante la utilización de la fluidodinámica computacional (CFD), la mejora del diagnóstico y de la hemodinámica, en la revascularización carotídea. Se añade a este objetivo fundamental, otro no menos importante, que es el realizar la mayor parte de esta fluidodinámica computacional (CFD) con paquetes de software de libre distribución.

Aunque las revisiones bibliográficas realizadas no posibilitaron localizar un estudio que conjugara todos estos elementos, si permitieron realizar una clasificación de temas de estudio, que sirvieron al menos como guía metodológica. Entre estos temas se pueden mencionar: el diagnóstico y cuantificación de la estenosis, el tipo de técnica quirúrgica utilizada para la endarterectomía, la colocación o no de parches, el tipo de parche,<sup>5</sup> la reestenosis, el modelo matemático a utilizar así como el método de discretización, la simulación del flujo sanguíneo, en especial en las carótidas, el mejoramiento de modelos con incorporaciones en los supuestos, la toma de datos, la reproducción de la geometría, la parametrización de las carótidas, la optimización hemodinámica y el uso del programa de simulación, en este caso el OpenFOAM®. Muchos de los trabajos que abordan algunos de estos temas, no llegan a resultados concluyentes y a veces dentro del mismo estudio el tema tampoco se encuentra definido en su totalidad. Situación lógica por el estado del conocimiento en que se encuentra actualmente esta materia, como ya se comentó anteriormente.

Con respecto al diagnóstico de la estenosis carotídea, las técnicas<sup>6</sup> utilizadas para recopilar los datos, a tales efectos, son: la angiografía por tomografía computarizada (angio-TC), la angiografía por resonancia magnética (angio-RM), la angiografía por substracción digital y la ultrasonografía (en especial la ecografía Doppler). Serena et al., (2013) reconocen a esta última como la técnica más habitual en España para su realización, es por esto que en su revisión [167] se detalla la metodología para la evaluación de la estenosis carotídea desde un punto de vista ultrasonográfico, siguiendo las recomendaciones de consenso establecidas por

---

<sup>5</sup>El debate sobre el tipo de parche y su material, no será tratado en el presente trabajo. Es un tema relevante en el estudio de los Cuff.

<sup>6</sup>Algunas de las más importantes.



la Sociedad Española de Neurosonología (SONES) [167]. No obstante en el mismo se señala: “El parámetro hemodinámico idóneo en la evaluación del grado de estenosis continúa siendo materia de debate”. En sus conclusiones se plantea que la determinación de un parámetro ultranográfico aislado directo, como la velocidad sistólica máxima (VSM) o la velocidad diastólica final (VDF), no es suficiente para realizar un diagnóstico fiable del grado de estenosis carotídea.

Cuantificar el grado de estenosis exige por tanto tener en cuenta diferentes criterios. Desde los enfocados a la reducción del diámetro del vaso sanguíneo o en signos directos como el valor de la velocidad sistólica máxima (VSM) y la velocidad diastólica final (VDF); hasta otros más completos, que tienen en cuenta parámetros hemodinámicos adicionales, como pueden ser signos indirectos y el cálculo de determinados índices.

Von Reutern et al., (2012) reconocen la controversia existente, referida al papel que debe desempeñar el ultrasonido Doppler en la toma de decisiones clínicas para prevenir el accidente cerebrovascular; atribuible ésta a la falta de criterios ecográficos aceptados internacionalmente en la determinación del grado de estenosis y a las diferencias reportadas entre resultados angiográficos y ecográficos. La amplia dispersión de la velocidad sistólica máxima (VSM) en la estenosis, puede ser la explicación a dichos problemas [188].

Jahromi et al., (2005), plantearon que aunque uno de los usos de la ecografía dúplex es el diagnóstico de la estenosis en la arteria carótida interna, no existían criterios ecográficos dúplex estandarizados para su clasificación [110].

Respecto al complemento del Doppler con CFD, Swillens et al., (2009) señalan que a pesar de las ventajas que brinda la ecografía, los datos que se obtienen, mediante el análisis de las imágenes, no se corresponden muchas veces con las características reales del flujo. En este trabajo [174] ya se propone completar la información que se obtiene mediante el análisis de las imágenes, con la simulación por ordenador, de manera que exista una retroalimentación entre las dos aproximaciones, logrando probablemente un resultado más fidedigno.

En la utilización de la ecografía Doppler fue de gran utilidad el trabajo de Holdsworth et al., (1999) “Characterization of common carotid artery blood-flow waveforms in normal human subjects” [100]. Como bien indica su título, los autores realizan una caracterización del flujo sanguíneo en la arteria carótida común (ACC); haciendo servir como herramienta básica, la ecografía Doppler pulsada. Al igual que [100], se obtienen en el presente

trabajo las curvas de velocidades máximas en las zonas centrales de la luz arterial de la arteria carótida. Estas curvas de velocidades son utilizadas para definir las condiciones de contorno en la entrada (ACC) y en las salidas de nuestros modelos, situados en la arteria carótida interna (ACI) o en la arteria carótida externa (ACE). Permiten además efectuar validaciones mediante comparativas con los resultados obtenidos en las simulaciones numéricas. En el caso de usar estas curvas como condición de contorno, al igual que se realiza en [100] es necesario transformar estos valores obtenidos en la zona central del vaso en un perfil de velocidades tipo Womersley.

En cuanto a realizar o no la endarterectomía como tratamiento, se observa una dependencia tanto de la sintomatología previa, entiéndase si ha sido un estenosis sintomática o no sintomática, en combinación con el grado de estenosis.<sup>7</sup> Este grado se separa en tres zonas: estenosis inferiores al 50%, en las cuales no se obtienen beneficios de realizar la endarectomía, estenosis moderadas, entre el entre 50% y 70%, donde el beneficio de la intervención es incierto, y estenosis severas, >70%, en las cuales el beneficio de la endarterectomía es claro. En los casos en que es moderada, la ayuda que puede brindar complementar los estudios con un análisis hemodinámico puede resultar de interés [133]. Es importante señalar que para esta franja de valores de estenosis moderadas, no se encontró ningún trabajo, que emplease la simulación numérica como complemento clarificador del diagnóstico. Para recopilar información sobre estos últimos temas mencionados: determinación del grado de estenosis, la técnica más adecuada para medirlo, la realización o no de la endarterectomía, y el análisis hemodinámico es aconsejable tener en cuenta los últimos trabajos publicados, en especial los diferentes estudios NASCET y ECST [48, 106, 177, 188, 191].<sup>8</sup>

El trabajo de Michelagnoli (1998) [143] relaciona muchos de los temas mencionados con anterioridad y propone una optimización hemodinámica en la endarterectomía carotídea. En cuanto al período postoperatorio se refiere a la incidencia de la reestenosis recurrente como uno de los problemas a largo plazo después de la intervención [49]. Dicha reestenosis depende de múltiples factores como son la precisión técnica, el empleo de materiales adecuados y

---

<sup>7</sup>Las definiciones del grado de estenosis y su cuantificación, la eficacia de la endarterectomía, y la ayuda que brindan determinados criterios hemodinámicos, son abordados con mayor amplitud en el capítulo 2, La Hemodinámica y la Revascularización Carotídea.

<sup>8</sup>(NASCET): North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial.  
(ECST): European Carotid Surgery Trial.

las mejoras en el instrumental [43, 53, 156]. Señala que el empleo de un cierre primario o la colocación de un parche (parche vs. no parche) y su influencia en la reestenosis sigue siendo uno de los problemas más discutidos acerca de la técnica quirúrgica a utilizar [40, 41, 69, 70, 77, 92, 99, 117, 178, 179]. De acuerdo a la literatura, es muy difícil señalar la incidencia real de reestenosis, debido a diferencias en los protocolos de estudio y a grandes variaciones en los datos experimentales. Se adiciona a la incertidumbre de los resultados de estos estudios, el hecho de si se refieren a reestenosis sintomáticas o asintomáticas [143]. De acuerdo con [55, 87] la reestenosis es mucho más frecuente de lo que generalmente se hace constar.

Los autores [143] culminan su trabajo con una propuesta de optimización enfocada a minimizar el crecimiento de un paso o escalón que se forma frecuentemente en la finalización de la placa después de ser realizada la endarterectomía carotídea, tanto con colocación de un parche como con cierre primario. El escalón y su evolución es reconocido por muchos autores, como una de las causas principales de reestenosis, siendo eje central de muchos trabajos que proponen algún tipo de optimización. Los autores en este caso señalan la influencia de una tensión de cizallamiento en sentido contrario al flujo como una de las causas del levantamiento de este escalón. Con su estudio teórico proponen trasladar la localización de arteriotomía y con ella el final de la placa, de forma que aunque permanezca ésta dentro de una región de recirculación, se encuentre ahora sometida a una tensión cortante mucho menor [143].

Otros grupos de autores de referencia en el campo de la hemodinámica y con varios artículos dedicados a proponer optimizaciones en las endarterectomías carotídeas [103–105], reconocen también que después de ser efectuada ésta, es frecuente la formación de unos escalones asimétricos. Ellos proponen un diseño de la bifurcación carótida teniendo en cuenta los valores que toman un grupo de funciones indicadoras de la “perturbación del flujo”. Ejemplo de este grupo de funciones son la desviación angular de la tensión de cortante, su gradiente espacial y un parámetro de deposición de partículas, tales como monocitos, sobre la pared arterial.

Dejando atrás estos artículos, que tienen la optimización hemodinámica como objetivo central y en el cual ya se observan algunos de los aspectos a tener en cuenta en la tesis se pasa a describir el estado de las simulaciones propiamente dichas.

Algunos autores se han dedicado a mejorar los modelos teniendo en cuenta la interacción fluido estructura. En su trabajo de tesis González

Rojas (1998): “Aportación al estudio del flujo arterial coronario mediante técnicas de simulación numérica” [89], propone un modelo para simular el flujo coronario, donde entre las novedades introducidas está el tener en cuenta el movimiento de las arterias y el comportamiento reológico no-newtoniano de la sangre, bajo un régimen transitorio de las condiciones de contorno. Además reproduce complejidades en la geometría como son las estenosis, las bifurcaciones y los aneurismas.

Otro trabajo de tesis: “Simulación del flujo sanguíneo y su interacción con la pared arterial mediante modelos de elementos finitos”, de Calvo Plaza (2006) [62], tiene como propósito general crear un modelo tridimensional de interacción del flujo sanguíneo con la pared arterial y aplicarlo a geometrías realistas. Dicho modelo tiene en cuenta características constitutivas realistas tanto del fluido, sangre, como del material biológico de la pared arterial, este último justificado con ensayos experimentales.

En esta misma dirección también se encuentra la tesis doctoral de Shaik (2007): “Numerical simulations of blood flow in arteries using fluid-structure interactions” [168]. Entre sus objetivos está el de validar las simulaciones numéricas realizadas con los datos experimentales, para los casos de fluidos newtonianos o no-newtonianos y determinar el grado de interacción entre el flujo sanguíneo y las paredes elásticas, a través de la realización de simulaciones numéricas en diferentes geometrías arteriales con flujos estables y pulsátiles.

Especial interés para la investigación tiene la tesis de Wake (2005): “Modeling fluid mechanics in individual human carotid arteries” [189]. Este trabajo estuvo dirigido por el Dr. P. Giddens y aprobada por Dres. David Ku, Raymond Vito, Marilyn Smith y John Oshinski.<sup>9</sup> Adicionando al hecho de que los autores son una referencia en el campo de la hemodinámica, se debe señalar que la metodología empleada se adaptó muy bien a los fines de nuestra investigación, por lo que constituyó una guía para la realización del trabajo de tesis.

En su trabajo, Wake desarrolla un método para modelar numéricamente la dinámica del fluido en la carótida de un individuo, teniendo en cuenta la geometría y obtención de los datos de un sujeto-específico. Posteriormente válida su método, realizando una serie de experimentos numéricos. Finalmente desarrolla dos modelos basados en la geometría

---

<sup>9</sup>Estos autores son referentes mundiales en el tema de la hemodinámica, por lo cual el trabajo de la tesis estuvo revisado con un criterio muy actualizado para su momento.

específica de dos sujetos. Uno de esos modelos es usado para investigar la influencia de las condiciones de contorno específicas del paciente, para lo cual se aplica como condición de contorno una forma idealizada de la velocidad en un caso y se compara el resultado del flujo obtenido, con el que resulta de la aplicación de las condiciones contorno reales.

Muchos de los artículos revisados sobre simulaciones hemodinámicas [52, 72, 103, 117, 128, 153], constituyen al mismo tiempo un complemento para entender los trabajos de tesis doctoral anteriormente descritos. En la mayoría de los casos, son citados en las tesis, y utilizados dentro de un contexto más general. Por lo que estos trabajos de tesis aportan un valor adicional en cuanto a unificación de la información y señalización del estado actual de las simulaciones.

Otro aspecto necesario para la tesis es la reproducción tridimensional, de la geometría real de la carótida de un paciente. Con este fin se usó la colección de librerías de libre distribución vmtk, con información constantemente actualizada. En esta dirección un autor de referencia es Luca Antiga. Su tesis doctoral, posteriores publicaciones [39, 155] y contribuciones en este campo a través de paquetes de libre distribución son temas de consulta obligatoria.

Referido a la influencia de la geometría, Archie J.P. (1997) [40] realizó un estudio comparativo entre el cierre primario de la carótida y la colocación de un parche, basado en parámetros geométricos relacionados con el bulbo carotídeo, y con los diámetros mayor y menor de la arteria carótida común. Por otra parte Bressloff [58–60] ha dedicado muchos esfuerzos a la descripción paramétrica de las carótidas y la posibilidad de reconstruir su geometría con herramientas CAD, llegando a la conclusión de que es muy difícil su descripción sin realizar un gran número de supuestos. En un estudio del 2007 [58], Bressloff seleccionó un set de cinco parámetros geométricos: los ángulos de las carótidas internas y externas, los diámetros de salidas de ambas ramas y la profundidad del seno carotídeo. Él describe como este set influye sobre el valor y la distribución del WSS. Aunque señala como factor determinante la profundidad del bulbo, sus resultados no son concluyentes.

Ninguno de los trabajos comentados hasta ahora ha utilizado el OpenFOAM®. Referido a las publicaciones, tesis y trabajos de fin de carrera se observa que aunque es creciente el número de investigaciones que lo utilizan, la gran mayoría de ellas está dirigida a la implementación y validación de su uso en diversos campos, motivada fundamentalmente por lo relativamente reciente de su nacimiento como herramienta de CFD, de libre distribución, en el año 2004.

Se exponen una lista de títulos del 2012 que son representativos de esta tendencia: “GdbOF: A debugging tool for OpenFOAM®” [141], “Numerical simulation of turbulent flow past airfoils on OpenFOAM” [82], “A comparative study of different CFD-codes for numerical simulation of gas-solid fluidized bed hydrodynamics” [98], “Numerical simulation of three-dimensional viscoelastic planar contraction flow using the software OpenFOAM” [102], “An open-source library for the numerical modeling of mass-transfer in solid oxide fuel cells” [147], “A moving mesh finite volume interface tracking method for surface tension dominated interfacial fluid flow” [181], “Computational mass transfer based on CFD with OpenFOAM in single-phase flow” [197], “Numerical simulation of cavitating turbulent flow in a high head Francis turbine at part load operation with OpenFOAM” [201], etc.

En este estadio inicial de la investigación, sí se encontraron cuatro artículos que aplicaban el OpenFOAM®, al estudio de la hemodinámica, los dos primeros Kanyanta (2007) [119] y Malecha (2011) [138], abordaban mejoras en los modelos y en la disminución de el tiempo de computo. Los dos últimos artículos de Gessaghi [83,84] trabajan modelos de crecimiento de la placa arterial en modelos que, en cuanto a la geometrías y las condiciones de contorno, no estaban directamente relacionados con nuestros intereses.

Con estos antecedentes tan ricos en variantes y trabajos previos con resultados no concluyentes, quedó evidenciada la necesidad de continuar con el tema la investigación. En este caso confiando en las herramientas existentes así como en las implementaciones propias creadas a base de la experiencia acumulada y la investigación. Por lo cual se procedió a continuar con el estudio y adaptación de la librería OpenFOAM®, vmtk, y otros programas de libre distribución al interés de la investigación. Estudiar los criterios existentes en la obtención de la mayor cantidad de datos de un paciente y la metodología para incorporarlos a los modelos creados. Establecer en este sentido, un procedimiento a utilizar en la investigación, de forma que se adapte a los recursos hospitalarios existentes. Reconstruir las geometrías de los pacientes con el trabajo de procesamiento de imágenes, validando su construcción mediante el análisis de un especialista y apoyado por los recursos del hospital. Construir el modelo específico para un paciente y validarlo con datos obtenidos previamente, para establecer las limitaciones de las simulaciones que serán realizadas. Analizar la influencia de la geometría postoperatoria en la hemodinámica de las carótidas.

A continuación se describe de forma resumida el contenido del trabajo

por capítulos.

### 1.3. Contenido del trabajo por capítulos

El trabajo de tesis consta de la estructura que se describe a continuación, un primer capítulo, **Introducción**, en el cual se presentan de forma general las motivaciones, antecedentes y objetivos del trabajo de investigación.

Se dedica el capítulo **2, La Hemodinámica y la Revascularización Carotídea**, a explicar conceptos de índole general que forman parte de la base teórica de la investigación, como son las variables hemodinámicas utilizadas en la tesis, la relación entre la hemodinámica y la revascularización de las carótidas, etc.

**Modelo Físico-Matemático y el MVF**, describe el modelo físico-matemático empleado, y el método numérico que se emplea para resolver las ecuaciones que lo gobiernan. Por lo cual se abordan elementos generales del método de volúmenes finitos (MVF).

En el capítulo **4, Toma de Datos y Modelización Geométrica**, se explican las técnicas y herramientas utilizadas tanto para la toma de los datos, como para la transformación de estos datos, en las arterias carótidas.

El capítulo **5, Simulación Numérica: OpenFOAM®**, como su nombre indica versa sobre la herramienta principal de simulación, que trabaja en nuestro caso con el MVF, también se describe como se realiza el mallado del dominio a estudiar, y se describe la implementación de la condición de contorno Womersley entre otros.

La herramienta de post-procesado es descrita en el capítulo **6, Visualización: ParaView**, muchas de las imágenes mostradas en este capítulo, forman parte del cuerpo de la tesis, de esta manera se muestran las virtudes del ParaView, con ejemplos concretos del trabajo realizado.

Después de ser descritas todas las herramientas utilizadas y gran parte de las implementaciones realizadas para poder utilizarlas se pasa a describir la metodología general de trabajo en el capítulo **7, Metodología para aplicar en la zona Carotídea**.

Los capítulos del (**8 al 10**), abordan los casos estudiados, con el empleo de todas las técnicas, herramientas y metodología previamente descritos y a partir del estudio de estos casos se llega a diferentes **Resultados Generales** que son analizados en el capítulo **11**.

Las conclusiones y posibles trabajos futuros quedan expuestas en el capítulo **12, Sumario y Conclusiones**.

Existen algunos métodos y pruebas que por su extensión, no forman parte del cuerpo principal de la tesis, pero que pueden ser de interés del lector, estos son expuestos en los apéndices **A** y **B**.



## Capítulo 2

# La Hemodinámica y la Revascularización Carotídea

LA enfermedad cardiovascular es la principal causa de muerte en el mundo occidental. En España, según datos del Instituto Nacional de Estadística, cada año fallecen más de ciento veinte mil personas por padecimientos relacionados con estas patologías [5, 7, 51].

De estas enfermedades, los accidentes o ataques cerebrovasculares (ACV) causan anualmente la muerte de más 5 millones de personas en todo el mundo [7, 18]. Estos accidentes son resultado, generalmente, de la enfermedad de las arterias carótidas<sup>1</sup> o la arterioesclerosis<sup>2</sup> en las carótidas. Una manifestación de esta enfermedad es la acumulación de placas de ateromas o ateroesclerosis, en las paredes arteriales de la carótida común y la carótida interna.

La presencia de estas placas en estas ramas aumenta la probabilidad de sufrir un ataque cerebral o ictus [113]. Teniendo en cuenta su etiología los ataques cerebro vasculares se clasifican en isquémicos y hemorrágicos. El ataque cerebral isquémico, es causado por trombos o coágulos que obstruyen el paso del flujo sanguíneo que debe irrigar al cerebro, lo que puede provocar un infarto cerebral. El otro tipo, llamado ataque cerebral

---

<sup>1</sup>Las arterias carótidas son cada una de las dos arterias, derecha e izquierda, que discurren en su mayor parte a ambos lados del cuello y que irrigan tanto el cuello como la cabeza. Las arterias carótidas inicialmente se llaman arterias carótidas comunes o primitivas, y después se bifurcan ambas en las denominadas arteria carótida externa y arteria carótida interna [24].

<sup>2</sup>Arterioesclerosis se refiere al endurecimiento de las arterias, de manera general al mal funcionamiento de estas [25].

hemorrágico, es causado por la ruptura de un vaso sanguíneo encefálico. Los mini-derrames cerebrales o ataques isquémicos transitorios (AIT), tienen lugar si el suministro de sangre al cerebro se interrumpe brevemente [1, 21].

Numerosos estudios “*in vitro*”, “*in vivo*” y numéricos han estado dirigidos a comprender el desarrollo de la aterosclerosis. Estos esfuerzos han producido muchas teorías sobre la aterogénesis y el desarrollo de la aterosclerosis [189].

En términos hemodinámicos, que es el objeto de estudio del presente trabajo, se sabe que una tensión de cizallamiento baja y oscilante en el interior de la pared arterial contribuye a la aterogénesis [124, 125, 139, 198]. Esta aseveración no solo ha sido corroborada correlacionando estos valores de tensión con la acumulación de placas en diferentes arterias como las carótidas, las poplíteas y las coronarias; sino también por el hecho que dentro de estas arterias, generalmente la placa se localiza en regiones donde la geometría presenta ramificaciones, bifurcaciones y curvas por lo cual al haber división, estancamiento y recirculación del flujo, la tensión de cizallamiento muestra valores bajos y oscilantes [139].

Por otro lado, para el caso de tensiones cizallamiento que sobrepasan un determinado umbral, los valores altos de las fuerzas de arrastre pueden romper una placa de ateromas, que posteriormente provocará la obstrucción de un vaso arterial. La probabilidad de este evento se acrecienta si dicha placa está fragmentada o ulcerada [161].

Estos son solo alguno de los efectos fundamentales que pueden tener como causas valores anormales de la tensión de cizallamiento. Por su importancia será definida a continuación esta variable y otros parámetros hemodinámicos de interés para la presente investigación.

## 2.1. Hemodinámica y principales variables de utilizadas en la investigación

La Hemodinámica<sup>3</sup> es la parte de la Biofísica que estudia el flujo de la sangre en el sistema circulatorio, basándose en los principios físicos de la dinámica de fluidos. El campo de estudio de la hemodinámica es muy amplio pero existen dos variables o parámetros que de forma habitual se relacionan

---

<sup>3</sup>Existen múltiples definiciones de la Hemodinámica, todas son similares. Se ha seleccionado esta por su nivel de concreción.

con el desarrollo de la aterosclerosis, como ya se ha mencionado. Éstos son la tensión cortante en las paredes de la arteria y su índice de oscilación. Ambos están considerados los parámetros de mayor importancia en la predicción de la hiperplasia intimal.

En muchos estudios, por necesidad o con el ánimo de realizar un análisis hemodinámico más completo, son utilizados otros parámetros, derivados generalmente de los dos anteriores. No es extraño encontrar en la bibliografía la utilización de estas modificaciones o derivaciones por interés particular del tema de estudio que se esté abordando [116, 122, 146, 158].

### 2.1.1. Tensión de cizallamiento en la pared arterial (WSS), índice de oscilación (OSI) y tiempo de exposición (TE)

Teniendo en cuenta que el estado tensional de un punto del fluido queda determinado por la ecuación  $\sigma = -pI + 2\mu D$ , donde  $\sigma$ , es el tensor de tensiones,  $I$  es la matriz identidad,  $D$  es el tensor de deformaciones,  $p$  la presión, y  $\mu$  la viscosidad del fluido. Se puede entonces definir, en cada punto de la superficie, un vector unitario  $\mathbf{n}$  perpendicular a la misma, de manera que el vector tensión en ese punto de la superficie del fluido será  $\mathbf{t} = \sigma \cdot \mathbf{n}$  y  $\mathbf{t}_s = \mathbf{t} - (\mathbf{t} \cdot \mathbf{n}) \cdot \mathbf{n}$ , donde  $\mathbf{t}_s$  representa la tensión tangencial del fluido en cada punto en contacto con la pared interna de la arteria. Al módulo de  $\mathbf{t}_s$  se le conoce como tensión de cizallamiento en la pared arterial y se denomina WSS,<sup>4</sup> ecuación 2.1 [161–163].

$$\text{WSS} = |\mathbf{t}_s| \quad (2.1)$$

Generalmente, se analiza el valor promediado del WSS a lo largo de un ciclo cardíaco ( $\overline{\text{WSS}}$ ), que se calcula mediante la expresión 2.2:

$$\overline{\text{WSS}} = \frac{1}{T} \int_0^T \text{WSS} dt \quad (2.2)$$

donde  $T$  representa el período. En el sistema arterial humano,  $\overline{\text{WSS}}$  tiene un valor normal de 1,5 Pa aproximadamente [161–163].

Una tensión de cizallamiento muy por encima del valor normal favorece la adhesión de las plaquetas a las paredes arteriales y la posterior trombosis y

---

<sup>4</sup>Del Inglés: Wall Shear Stress.

oclusión. Por el contrario, una tensión de cizallamiento muy baja, favorece la hiperplasia intimal (HI) [125, 133, 137, 161–163, 194]. Otro factor que favorece la HI es una tensión de cizallamiento oscilante [133] que se denomina índice de oscilación de la tensión de cizallamiento OSI,<sup>5</sup> y se encuentra definida en la literatura como:

$$\text{OSI} = \frac{1}{2} \left[ 1 - \left( \frac{\left| \int_0^T \mathbf{t}_s dt \right|}{\int_0^T |\mathbf{t}_s| dt} \right) \right]$$

El OSI toma valores entre 0 y 0,5 y muestra el carácter oscilatorio de la tensión tangencial en la superficie,  $\mathbf{t}_s$ . El OSI es sensible a los cambios en dirección y sentido de  $\mathbf{t}_s$ . Si la dirección y el sentido de  $\mathbf{t}_s$  permanecen constante, el valor del OSI es 0 [161].

Valores altos de WSS, a partir de un determinado umbral, pueden desencadenar, la activación plaquetaria y formación de micropartículas, su acumulación y posterior rotura de la placa aterosclerótica. Fry [80, 81] obtiene que valores superiores a 40 Pa, aproximadamente, producen un deterioro en la superficie endotelial. Badimon et al. [42], obtienen mediante experimentación ex vivo valores típicos de velocidad de cizallamiento de 3380 s<sup>-1</sup> para la acumulación plaquetaria en pared arterial sin endotelio. Para el valor de viscosidad tomado en nuestro estudio, estos valores corresponden a una tensión de cizallamiento de 12,1 Pa. Holme et al. [101], dan como valor típico una velocidad de cizallamiento de 10.500 s<sup>-1</sup>, que corresponde en nuestro caso a una tensión de cizallamiento de 37,8 Pa y concluyen que este proceso se ve potenciado cuando existe un tiempo prolongado de exposición a valores altos de WSS. En la zona carotídea, y para individuos sanos, los valores máximos de WSS se dan en la parte interna de la bifurcación. En simulaciones numéricas con carótidas no estenosadas y condiciones fisiológicas realizadas por Perktold [153] se obtienen valores de  $\overline{\text{WSS}}$  en esa zona de 6,7 Pa. Zhao [202] obtiene valores de 4 Pa en esa misma zona. En presencia de estenosis, los valores altos de WSS se producen principalmente en la zona proximal de ésta.

Valores bajos y oscilantes de la tensión de cizallamiento en la pared arterial pueden producir un aumento de la placa por hiperplasia de la íntima (HI) [120, 125, 133, 145, 193, 199]. Este proceso se produce para valores de la

---

<sup>5</sup>Del inglés: Oscillatory shear index (OSI). Se llamará también como índice de oscilación del cortante.

tensión de cizallamiento promediada en un ciclo cardíaco,  $\overline{\text{WSS}}$ , por debajo de 0,5 Pa [159, 169]. Por lo que respecta a la localización en las estenosis, se produce preferentemente en la zona distal.

Otro parámetro que ha sido utilizado en el presente trabajo de tesis es el tiempo de exposición (TE), este indica la fracción del período, en tanto por ciento, durante el cual el WSS es superior a un valor determinado [161].

## 2.2. HI

El engrosamiento de la túnica íntima<sup>6</sup> o hiperplasia intimal (HI), el crecimiento acelerado de las células musculares lisas y su matriz circundante, es una causa importante de fracaso a largo plazo de las intervenciones cardiovasculares [123, 134, 136].

Las fuerzas hemodinámicas desempeñan un papel primordial en la remodelación de los vasos sanguíneos [124, 136]. Muchos trabajos de investigación han tenido como objetivo la comprensión y descripción de la relación entre las fuerzas sanguíneas que actúan sobre las paredes de los vasos sanguíneos y el engrosamiento de la íntima (IT)<sup>7</sup> [50, 78, 79, 85, 86, 120, 124, 136, 160, 170, 171].

Los resultados de estos estudios confirman que la hemodinámica y principalmente la tensión de cizallamiento (WSS), desempeñan un papel fundamental en la localización de las zonas engrosadas de la de la íntima. Se ha demostrado que las arterias adaptan su tamaño para mantener un determinado nivel de WSS [118, 136, 200].

Existen muchas hipótesis que describen cómo el WSS es capaz de desencadenar respuestas biológicas a nivel celular causantes de engrosamientos en la íntima. Una de éstas se basa en el estímulo mecánico que provocan los valores medios, instantáneos y oscilaciones del WSS sobre las células endoteliales (CEs). Estos valores y sus variaciones afectan la morfología y señalización bioquímica de las CEs [136]. La mecanotransducción,<sup>8</sup> ha sido el objeto de innumerables estudios [66, 67, 91, 109, 136, 157, 182].

---

<sup>6</sup>La túnica íntima o simplemente la íntima es la capa más interna de una arteria o una vena. Está compuesta por una capa de células endoteliales y está sostenida por la membrana elástica interna. Las células endoteliales están en contacto directo con el flujo sanguíneo [27, 30].

<sup>7</sup>Del inglés: Intimal thickening.

<sup>8</sup>El proceso por el cual las células “sienten” y convierten la señal mecánica en una señal

Las fuerzas mecánicas activan vías de señalización alterando el normal funcionamiento de los genes implicados en la proliferación, diferenciación, el crecimiento y la apoptosis celular. Flujos complejos y valores anormales de WSS pueden causar un comportamiento disfuncional de las ECs [136, 180].

Estas células endoteliales disfuncionales pueden dejar de segregar los factores biológicos que intervienen en el correcto mantenimiento de la base formada células musculares lisas. A esto se añade otro mecanismo aberrante de las ECs que es la secreción de moléculas de señalización, que provocan un cambio fenotípico en dichas células musculares y que promueve su proliferación y migración hacia la íntima, lo cual trae como consecuencia un exceso de matriz extracelular [121, 136].

## 2.3. Endarterectomía y Estenosis

Existen dos tratamientos quirúrgicos para eliminar el exceso de placa en la arteria carótida. Estos son la endarterectomía y la angioplastia carotídea con colocación de un stent [23].

En el caso de la endarterectomía carotídea (CEA),<sup>9</sup> se realiza un corte en la arteria para extraer la placa de ateroma. Esta intervención debe reducir tanto el riesgo de un accidente cerebrovascular isquémico como del crecimiento de la estenosis y obstrucción final de la arteria [2, 23, 45–47, 54, 74, 106].

La endarterectomía se considera más segura que la angioplastia con colocación de un stent. Con la angioplastia hay una mayor probabilidad de tener un accidente cerebrovascular durante o poco después de la intervención, que con la cirugía abierta [23].

Una tercera opción para el tratamiento de los pacientes de forma no invasiva consiste en el cambio de hábitos de los pacientes acompañado con medicamentos. Esto es el caso sobre todo para pacientes asintomáticos [31].

Para determinar que tipo de tratamiento elegir en este tipo de patología es necesario tener en cuenta los síntomas del paciente<sup>10</sup> y el grado de estenosis de la arteria [161, 167, 191].

---

bioquímica [136].

<sup>9</sup>Del inglés: Carotid endarectomy. Es la intervención que ocupa el presente trabajo de tesis. No se detallaran características del la angioplastia.

<sup>10</sup>Generalmente de carácter neurológicos.

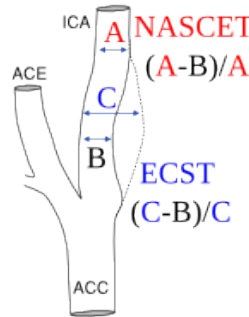


Figura 2.1: Grado de estenosis teniendo en cuenta los diámetros. Criterios NASCET y ECST. Adaptado de [167].

### 2.3.1. Grado de estenosis

En la determinación del grado de estenosis se pueden emplear diferentes técnicas como la angiografía por tomografía computarizada (angio-TC), la angiografía por resonancia magnética (angio-RM), la angiografía por substracción digital o la ecografía Doppler. No obstante, la cuantificación precisa de la estenosis, con alguna de estas técnicas o su combinación puede tener un alto grado de dificultad. En este sentido tanto von Reutern et al., (2012) [188] como Serena et al., (2013) [167] reconocen las discrepancias descritas entre los resultados angiográficos y las ecografías, así como la falta de unos criterios ecográficos aceptados internacionalmente para describir el grado de estenosis. Entre las posibles causas a ambos factores se le atribuye un importante peso a la gran dispersión de los valores de la VSM (velocidad sistólica máxima) en la estenosis, criterio al cual se le ha prestado una mayor atención [167, 188].

Cuando al medir el grado de estenosis solo se tiene en cuenta la reducción de diámetro, von Reutern et al., (2012) [188] señalan que la relación entre la reducción de área y el diámetro medido dependen de la forma de la estenosis. Es frecuente que la luz no sea ni circular (concéntrica), ni semicircular (excéntrica), sino reniforme o completamente irregular. También existen diferencias entre los criterios en cuanto a su medición, mientras ECST [191] utiliza como denominador el diámetro original a nivel de la estenosis, NASCET [48, 177] toma como denominador el diámetro distal al bulbo [188], figura 2.1.

La reducción del diámetro local (ECST) refleja mejor la cantidad de placa

existente, sin embargo la medición utilizando el diámetro distal (NASCET) es la preferida por los radiólogos para sugerir algún tipo de acción clínica, pues este criterio refleja mejor determinados aspectos hemodinámicos, como por ejemplo la influencia del valor del flujo postestenótico. No obstante si la estenosis es grave este flujo puede disminuir drásticamente tendiendo a colapsar el diámetro distal lo cual conduce a cálculos de valores de grados de estenosis erróneos, situaciones en la cual criterio de NASCET no debe ser aplicado [188].

Tanto el tipo de medición del NASCET como el del ECST son viables con las técnicas de imagen de modo B, mientras se pueda visualizar la luz residual de la estenosis y la luz del segmento postestenótico. Las técnicas de imagen del flujo a color, por sí solas, son menos fiables para la determinación del diámetro o del área, debido a la influencia del contexto de ganancia [188]. Al referirse a la VSM, como único parámetro utilizado en la cuantificación del grado de estenosis, tabla 2.1, se tiene el problema de que la dispersión impide que exista una fiabilidad adecuada, como ya se ha comentado. Debido a estas limitaciones y otras que mencionadas en el trabajo [188], los autores recomiendan la inclusión de una serie de parámetros que clasifican como principales o adicionales. Los principales se basarán en una información morfológica y hemodinámica esencial, la importancia relativa que se le otorgue a cada uno de ellos dependerá de la gravedad de la estenosis. Los criterios adicionales servirán como elementos de apoyo y generalmente su cuantificación presentará una mayor dificultad, como por ejemplo la cantidad de perturbaciones en el flujo reflejadas en la forma de onda del espectro Doppler [188].

Por otro lado Serena et al., (2013) [167], argumentan la estenosis no se debe cuantificar por la reducción del diámetro o el área de la luz arterial obtenida por ecografía en modo B, sino que debe basarse en parámetros hemodinámicos (signos directos e indirectos) utilizando técnicas de dúplex-color (power Doppler). Entre los signos directos se pueden señalar los valores de la VSM y de la VDF (velocidad diastólica final), en el punto de máxima estenosis, y entre los indirectos señalan la evaluación del flujo en el segmento postestenótico en la ACI (arteria carótida interna), la AO (arteria oftálmica) y el flujo colateral en el polígono de Willis. Otros signos indirectos se basan en el cálculo de determinados índices hemodinámicos como el índice de pulsatilidad de Gosling, el de resistencia de Pourcelot, el índice sistólico y el índice diastólico. Alguno de estos indicadores se pueden observar en la tabla 2.1.



Tabla 2.1: Criterios hemodinámicos para establecer el grado de estenosis carotídea. Adaptado de [167].

Criterios	Grado de estenosis arterial					
	< 50 %	50-69 %	70-79 %	80-89 %	≥ 90 %	O
<b>Signos directos</b>						
VSM	< 125	125-230	> 230	> 300	V	NA
VDF	< 40	40-100	> 100	V	V	NA
<b>Signos indirectos</b>						
VSM postestenosis en ACI	N	N	≥ 50	< 50	< 30	NA
Flujo colateral en AO	No	No	No/↓	↓	↓	↓
Flujo colateral en PW	No	No	No/P	P	P	P
<b>Índices</b>						
$VSM_{ACI} / VSM_{ACC}$	<2	≥2	>4	>4	V	NA

ACC: arteria carótida común; ACI: arteria carótida interna; AO: arteria oftálmica; NA: no aplicable; PW: polígono de Willis; VDF: velocidad diastólica final (cm/s); VSM: velocidad sistólica máxima (cm/s); O: oclusión; ↓: invertido; P: presente; V: variable; N: normal.

En cuanto al beneficio de la endarterectomía carotídea, no solo es importante tener en cuenta el grado de estenosis, sino también la sintomatología. En los estudios NASCET [48] y ECST [191] se demostró que en pacientes con estenosis severa, >70%, según la medición de NASCET [48], la endarterectomía obtiene unos buenos resultados con un número de pacientes a tratar para prevenir un accidente cerebrovascular en 5 años (NNT) es igual a 7. En pacientes con estenosis inferiores a 50% no se obtiene beneficio con la cirugía. En la franja de estenosis moderadas, es decir, entre 50% y 70% el beneficio de la cirugía es moderado (NNT=15) y se recomienda hacer un estudio personalizado del paciente en el que se incluya el mayor número de parámetros morfológicos y hemodinámicos posibles: Caracterización morfológica de la placa, identificación de pequeñas embolias, flujo en las arterias colaterales, etc [161].

Es sobre todo en estos casos donde el análisis de las tensiones de cizallamiento en la pared (WSS) y su localización, adquiere especial

relevancia como herramienta para complementar y clarificar el diagnóstico. Como ya se mencionó, estas tensiones, en el caso de que sean altas, pueden provocar la ulceración de la placa, desencadenando su activación, posterior ruptura y embolización. En el caso de que su valor sea bajo y oscilante pueden favorecer el progreso de la estenosis por hiperplasia de la íntima (HI) [133,161].

Obtener los valores de estas tensiones de cizallamiento de forma no invasiva es posible mediante la medición in vivo del perfil de velocidades, en la zona de estudio, con ayuda del ultrasonido o angio-RM [44, 63, 93, 140, 161, 190]. También se pueden obtener los valores de esta tensión mediante simulación numérica, reproduciendo con el uso del ordenador, la hemodinámica en el tramo de arteria de interés, obteniendo la distribución de velocidades y posteriormente el WSS como variable derivada de este campo vectorial. En este caso son necesarios la reproducción numérica de la geometría del segmento arterial, de las condiciones en su contorno así como la inclusión de las características físicas del fluido, que en este caso es la sangre, entiéndanse su densidad y viscosidad. Para reproducir la geometría, se pueden utilizar las imágenes DICOM, que resultan de realizar un angio-TC o un angio-RM, procesadas mediante algún software. En el caso de las velocidades en la frontera del dominio, se pueden obtener con ecografía Doppler o angio-RM [161]. Utilizar valores de referencia, para las características físicas de la sangre, puede ser una aproximación aceptable, en el caso de que no se cuente con los valores de densidad y viscosidad de la sangre del paciente [161].

En el trabajo [68], del Álamo et al., (2009), muestran algunos de los avances más recientes en el empleo de la simulación numérica como herramienta para el diagnóstico y el tratamiento de la enfermedad cardiovascular. La simulación ha sido vital para comprender la hemodinámica en la revascularización mediante el uso de un bypass, tanto en zonas periféricas como en arterias coronarias, [68, 90, 126, 132, 161]. Autores como Perktold han realizado numerosos estudios relativos a la zona carotídea, entre ellos [153] investiga la influencia de la elasticidad de las paredes sobre los valores de la tensión de cizallamiento. Zhao et al., (2000) [202] analizan el patrón de flujo y las tensiones de cizallamiento y obtienen buena concordancia con datos obtenidos experimentalmente en pacientes. Botnar et al., (2000) [57] obtienen buena correlación entre las mediciones in vitro y la resonancia magnética. Hyun et al., (2000) [103] analizan diferentes propuestas de reconstrucción geométrica en una endarterectomía para mejorar las condiciones hemodinámicas [161].

## 2.4. Breve resumen del capítulo

Este capítulo muestra la relación que existe entre la realización de una endarterectomía carotídea y la hemodinámica. Se presentan las principales variables y parámetros hemodinámicos utilizados en el trabajo de investigación. Se observa la importancia que tiene la hemodinámica en la determinación del grado de estenosis carotídea y este a su vez en la decisión quirúrgica. Se realizan algunos comentarios adicionales con respecto a la influencia de la hemodinámica en la hiperplasia de la intima. El objetivo fundamental del capítulo es presentar las variables de trabajo fundamentando el porqué su análisis puede resultar relevante en el tratamiento quirúrgico de la enfermedad en las arterias carótidas, en especial cuando ese tratamiento es una endarterectomía carotídea.

### Notas sobre las principales fuentes utilizadas:

En especial se ha utilizado el trabajo sobre la presentación y descripción de las variables y parámetros WSS y OSI y TE, que utiliza el Dr. Juan José Rivera Amores, en sus publicaciones, en particular Rivera et al., (2015) [161], se considera una forma muy compacta de mostrar la representación matemática de las mismas y de explicar el sentido y sus valores característicos. En cuanto a la determinación de la estenosis, se han utilizado como artículos fundamentales los de von Reutern et al., (2012) [188], Serena et al. (2013) [167] y al propio Rivera et al., (2015) [161]. En el capítulo también son citados otros autores de gran relevancia como Loth et al., (2008) [136] (hilo conductor en la relación hemodinámica-hiperplasia intimal).

## Capítulo 3

# Modelo Físico-Matemático y el MVF

UNA vez establecidas algunas de las características del problema a abordar desde el punto de vista fisiológico, así como las variables de interés para realizar un análisis hemodinámico completo, se hace necesario obtener el valor de dichas variables resolviendo las ecuaciones de movimiento del fluido, que en este caso particular es la sangre circulando por las arterias carótidas.

En una primera parte de este capítulo se presentará el modelo físico-matemático que describe el fenómeno de estudio y posteriormente se describirán algunos de los aspectos esenciales del método para resolver numéricamente el problema planteado, que en nuestro caso es el método de volúmenes finitos (MVF).

El MVF es un método conservativo, y es el utilizado por la librería OpenFOAM® para resolver el sistema de ecuaciones en derivadas parciales, resultantes del modelo físico.

### 3.1. El problema físico

El problema planteado, consiste en resolver las ecuaciones del movimiento de un fluido, la sangre, dentro de la arteria carótida. El fluido se considera newtoniano [114, 127, 129], incompresible y en régimen laminar [125]. El flujo es además pulsátil, lo cual determina las condiciones en los contornos abiertos, asumiéndose un perfil de velocidades tipo Womersley, que es el más adecuado en estos casos [124, 198]. Las paredes de la arterias se consideran rígidas

[132, 166]. Para la sangre se considera una densidad de  $994 \text{ kg/m}^3$  y una viscosidad cinemática ( $\nu$ ) de  $3,6 \cdot 10^{-6} \text{ m}^2 \text{ s}^{-1}$ .

Un fluido de estas características<sup>1</sup> se resuelve mediante un sistema ecuaciones de tipo Navier-Stokes, por lo cual se expondrán en el siguiente subapartado.

### 3.1.1. Ecuaciones de Navier-Stokes considerado el flujo modelado

Al considerar la sangre que circula por las arterias carótidas un flujo newtoniano e incompresible, las ecuaciones de conservación de los momentos y la ecuación de continuidad quedan en la forma siguiente:

$$\text{momento en x:} \quad \frac{\partial(\rho u)}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \mathbf{U} u) = -\frac{\partial p}{\partial x} + \nabla \cdot (\mu \nabla u) + S_{Mx} \quad (3.1a)$$

$$\text{momento en y:} \quad \frac{\partial(\rho v)}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \mathbf{U} v) = -\frac{\partial p}{\partial y} + \nabla \cdot (\mu \nabla v) + S_{My} \quad (3.1b)$$

$$\text{momento en z:} \quad \frac{\partial(\rho w)}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \mathbf{U} w) = -\frac{\partial p}{\partial z} + \nabla \cdot (\mu \nabla w) + S_{Mz} \quad (3.1c)$$

$$\text{Continuidad :} \quad \nabla \cdot (\mathbf{U}) = 0 \quad (3.1d)$$

En este sistema de ecuaciones en derivadas parciales  $t$  es el tiempo,  $\rho$  es la densidad del fluido,  $p$  la presión,  $\mathbf{U}$  es el campo de velocidades,  $u$ ,  $v$  y  $w$  son las componentes de este campo de velocidades en las direcciones  $x$ ,  $y$ ,  $z$  en un sistema de ejes cartesianos,  $\mu$  es la viscosidad dinámica y  $S_M$  son las fuentes de momentos en cada una de las direcciones anteriormente señaladas [187].

Para este sistema de ecuaciones solo se conocen un número limitado de soluciones analíticas. La no presencia del cambio temporal de la densidad en la ecuación de continuidad, 3.1d, lejos de ser una ventaja constituye

---

<sup>1</sup>En el presente apartado solo se presentan las consideraciones tomadas en cuenta para la elaboración del modelo. Una justificación más detallada de sobre estos supuestos se puede encontrar el capítulo 7, apartado 7.3.3.

un inconveniente adicional. Tanto la densidad, como los coeficientes de transporte del fluido se vuelven independientes de la presión y la temperatura, lo cual hace mucho más compleja la solución del sistema [75]. Se hace necesario entonces utilizar métodos numéricos, para encontrar las mejores soluciones posibles dentro de determinadas limitaciones.

La idea básica de los principales métodos numéricos empleados para estos fines consiste en transformar de alguna manera este sistema de ecuaciones, definidas en un dominio continuo, en un sistema de ecuaciones lineales definidas en un dominio discreto. Entre los métodos más conocidos se pueden mencionar el método por diferencias finitas, el método de elementos finitos y el método de volúmenes finitos (MVF).

Este último es el método de interés en esta investigación por lo cual serán descritos brevemente algunos de sus aspectos básicos.

## 3.2. El Método de Volúmenes Finitos (MVF)

En el caso del **MVF** la solución analítica en derivadas parciales es evaluada en un conjunto de puntos finitos, definidos por una malla que abarca todo el dominio del fenómeno a estudiar [75]. Estos puntos están determinados a su vez por la división de dicho dominio en un número determinado, finito, de “pequeños volúmenes”, subdominios.

Para lograrlo es necesario [165]:

**La discretización espacial del dominio:** El dominio es dividido en celdas no superpuestas sobre las que se impone la conservación de la variable genérica  $\phi$ , de manera discreta [75, 165].

**Discretización de las ecuaciones de gobierno:** Estas son discretizadas para describir el problema en posiciones específicas en el tiempo y en el espacio [75, 165].

**Discretización temporal:** Para los problemas no estacionarios el dominio temporal es dividido en un número finito de intervalos temporales o “time steps” [165].

Evidentemente no basta solo con las discretizaciones efectuadas, sino que dependiendo del tipo de problema, hay que imponer unas **condiciones iniciales y de contorno**.

Entre las condiciones de contorno típicas se encuentran:

- Condición de **Dirichlet (valor)**.

- Condición de **Von Neumann (flujo)**.
- Condición de **Robin (combinación)**.

### 3.2.1. Las mallas en el MVF

Las mallas empleadas en el método de volúmenes finitos, utilizan la celda como unidad básica del mallado. En la figura 3.1, se observa una imagen obtenida con ParaView, de un dominio cilíndrico, dividido en celdas en un instante determinado.

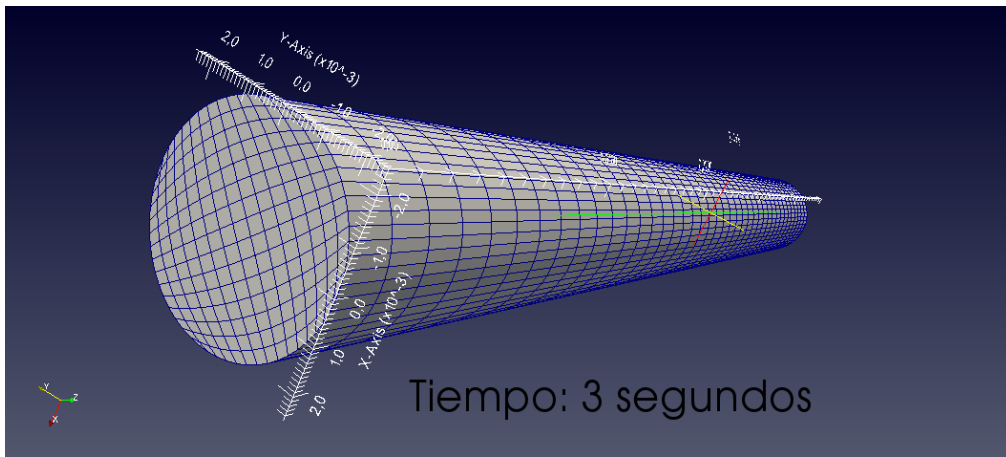


Figura 3.1: Discretización espacial del dominio donde se ha definido el problema. Imagen obtenida con ParaView, ver capítulo 6.

Existen diversos criterios para clasificar los tipos de mallados, pero la diferencia fundamental se encuentra entre las mallas **estructuradas** y las **no estructuradas**, determinada esta clasificación por el tipo de conectividad existente entre los diferentes puntos de la malla.

En el presente trabajo de investigación se usó un tipo de mallado **no estructurado**, por la facilidad que este brinda para discretizar dominios con geometría compleja y dentro de esta clasificación se prefirió el mallado hexaédrico.<sup>2</sup>

Resulta conveniente presentar algunas de las nomenclaturas típicas utilizadas cuando es descrito el MVF. Con este fin en la figura 3.2, se observa un mallado cartesiano, regular, para el caso bidimensional.

<sup>2</sup>No es objetivo de la tesis, extenderse en este aspecto.

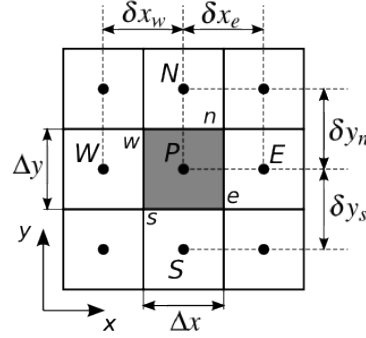


Figura 3.2: Volumen de control bidimensional. Adaptado de [75].

En esta figura son utilizadas letras en mayúsculas para identificar tanto la celda actual, como sus vecinas o colindantes. Las propiedades físicas fundamentales y variables a describir, se suponen localizadas en los centroides de dichas celdas. Generalmente, se utiliza la letra P para identificar, tanto el centroide del volumen de control, como la celda en si misma. La celda adyacente situada a la izquierda se identifica con la letra W (west), por similitud con el punto cardinal oeste, y así sucesivamente, E, N y S. Las celdas y sus puntos centrales se denotan con mayúscula mientras que las caras se denotan con minúscula.

Las distancias, son representadas en este caso como  $\Delta x$ ,  $\Delta y$ ,  $\delta y_n$ ,  $\delta y_s$ ,  $\delta x_w$ ,  $\delta x_e$ . Esta representación puede variar ligeramente, según se enfatice entre distancia entre dos centroides o distancia entre determinadas caras o dimensión de una celda. Habitualmente la nomenclatura es aclarada con una figura similar.

Otras representaciones de utilidad refieren el punto P como el centro de la celda analizada y un punto N (*neighbour*) genérico se refiere a cualquier centro de una celda adyacente. Ejemplo de estas representaciones los encontramos en el trabajo de Jasak (1996) [112], figura 3.3, y Henrik (2002) [165] y la guía del programador de OpenFOAM® [9, 10], figura 3.4.

Ambas representaciones coinciden en sus aspectos esenciales. En la figura 3.4 se pueden observar dos celdas colindantes, cada celda está delimitada por un número de caras, con la etiqueta  $f$  (*face*). Las caras pueden ser internas, que son las que se encuentran entre dos celdas o de la frontera, que son las caras que coinciden con la frontera del dominio espacial. El vector posición del centro de una cara  $\mathbf{x}_f$ , en la figura 3.4, es definido de tal forma que [165]:



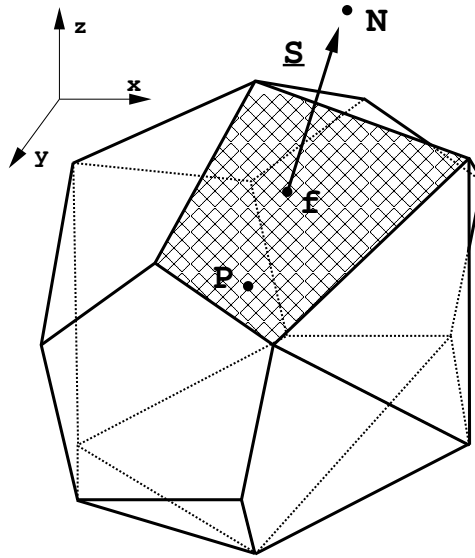


Figura 3.3: Volumen de control tridimensional. Tomado de [112].

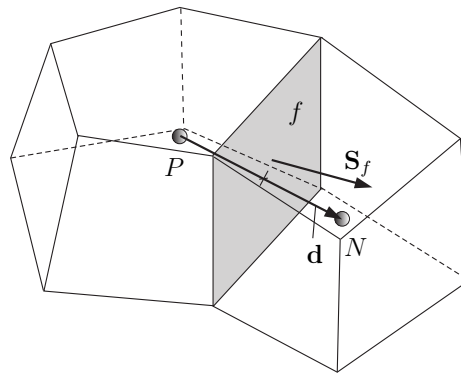


Figura 3.4: Volumen de control. Tomado de [9, 165].

$$\int_s (\mathbf{x} - \mathbf{x}_f) dS = 0 \quad (3.2)$$

Las variables dependientes y otras propiedades son almacenadas en el centro de la celda P. Cuyo vector de posición  $\mathbf{x}_P$  es definido de forma tal que cumple con [165]:

$$\int_{V_P} (\mathbf{x} - \mathbf{x}_P) dV = 0 \quad (3.3)$$

El vector  $\mathbf{S}$  es normal a la cara y su magnitud es igual a la área de la cara. Este apunta hacia afuera de la celda de interés P. El vector unitario  $\mathbf{n}$  normal a la cara se define como  $\mathbf{n} = \frac{\mathbf{S}}{|\mathbf{S}|}$  y  $\mathbf{d}$  denota el vector que va del centro de la celda de interés P y al centro de una celda vecina, N, es decir,  $\mathbf{d} = \mathbf{x}_N - \mathbf{x}_P$ . Una malla computacional es ortogonal cuando  $\mathbf{d}$  es ortogonal al plano de la cara, es decir, paralelo a  $\mathbf{S}$ , para cada cara en la malla [165].

### 3.2.2. Discretización de las ecuaciones de gobierno

La mayoría de los textos dedicados al MVF, en sus capítulos iniciales, deducen o ya parten de una ecuación general para el transporte de una variable genérica de tipo intensiva, que puede ser tanto un escalar como un vector, esta variable en la mayoría de ellos queda representada por el símbolo griego  $\phi$ .

La expresión tiene en cuenta los principios de conservación, satisfaciéndolos para distintas substituciones realizadas en la variable  $\phi$ ; por ejemplo el principio de conservación de la masa, queda reflejado cuando  $\phi$  vale 1, y la conservación del momento cuando  $\phi$  es igual a la velocidad.

Unas ecuaciones que pueden ser descritas con ayuda de esta ecuación general de conservación son las ecuaciones de Navier-Stokes, que son las específicas de los modelos usados en la investigación y que ya fueron expuestas anteriormente, ver 3.1.1.

No obstante, se describirá el método partiendo de la ecuación general de transporte en alguna de sus formas porque a través de ella resulta mucho más fácil la comprensión del MVF.

A continuación se expone esta expresión general, en su forma diferencial e integral sobre un volumen de control, que es como lo hacen la mayoría de los textos revisados. La discretización de la forma integral de esta ecuación sobre este volumen es el punto de partida del método.

La expresión 3.4 es la ecuación general del transporte de la propiedad  $\phi$ , en un volumen de control (VC).

$$\underbrace{\frac{\partial(\rho\phi)}{\partial t}}_{\text{temporal}} + \underbrace{\nabla \cdot (\rho \mathbf{U} \phi)}_{\text{convectivo}} = \underbrace{\nabla \cdot (\Gamma \nabla \phi)}_{\text{difusivo}} + \underbrace{S_\phi}_{\text{fuente}} \quad (3.4)$$

En esta expresión  $\Gamma$  es la difusividad,  $\rho$  la densidad del fluido,  $\mathbf{U}$  es la velocidad y  $S_\phi$  representa la fuente de la propiedad  $\phi$ , en este volumen de control. Los nombres en la parte inferior de cada uno de los términos, son los usados de forma convencional para asociar a los mismos, su significado físico de mayor relevancia.

Integrando esta ecuación sobre el volumen de control se obtiene:

$$\int_{VC} \frac{\partial(\rho\phi)}{\partial t} dV + \int_{VC} \nabla \cdot (\rho \mathbf{U} \phi) dV = \int_{VC} \nabla \cdot (\Gamma \nabla \phi) dV + \int_{VC} S_\phi dV \quad (3.5)$$

Expresión que permite usar el teorema de Gauss de la divergencia

$$\int_{VC} \nabla \cdot (\mathbf{a}) dV = \int_S \mathbf{n} \cdot \mathbf{a} dS \quad (3.6)$$

donde  $\mathbf{a}$  es el campo vectorial de un flujo que atraviesa un volumen de control y  $\mathbf{n}$  un vector unitario y normal a la superficie cerrada,  $S$ , que delimita a este volumen. Este vector apunta hacia el exterior del volumen.

Este teorema es útil para convertir algunas de las integrales de volúmenes que aparecen en los términos de 3.4 en integrales de superficies dando como resultado:

$$\frac{\partial}{\partial t} \left( \int_{VC} \rho \phi dV \right) + \int_S \mathbf{n} \cdot (\rho \mathbf{U} \phi) dS = \int_S \mathbf{n} \cdot (\Gamma \nabla \phi) dS + \int_{VC} S_\phi dV \quad (3.7)$$

En esta ecuación los términos convectivos y difusivos quedan reescritos en forma de flujos de la variable  $\phi$  en la dirección perpendicular a las superficies existentes al volumen de control,<sup>3</sup> en el primer término de la ecuación se puede cambiar el orden de integración y diferenciación debido a la independencia de ambos operadores sobre el volumen de control [75].

<sup>3</sup>En lo adelante  $VC$ ,  $V_P$  o simplemente  $V$ .

Si nos encontramos ante problemas no estacionarios, habría que integrar esta ecuación con respecto al tiempo  $t$  sobre un pequeño incremento de tiempo  $\Delta t$ , quedando la siguiente expresión [75]:

$$\begin{aligned} \int_{\Delta t} \frac{\partial}{\partial t} \left( \int_{VC} \rho \phi dV \right) dt + \int_{\Delta t} \int_S \mathbf{n} \cdot (\rho \mathbf{U} \phi) dS dt \\ = \int_{\Delta t} \int_S \mathbf{n} \cdot (\Gamma \nabla \phi) dS dt + \int_{\Delta t} \int_{VC} S_\phi dS dt \end{aligned} \quad (3.8)$$

La discretización de estas ecuaciones (3.7 o 3.8) aprovecha el hecho de que muchos de sus términos están expresados en forma de integrales de superficies. A continuación se muestra la forma de discretizar cada uno de los términos.

### Discretización del término difusivo

La discretización del término difusivo, donde el integrando tiene la forma  $\nabla \cdot (\Gamma \nabla \phi)$  se realiza transformando dicho término en una integral de superficie, de la forma:

$$\int_V \nabla \cdot (\Gamma \nabla \phi) dV = \int_S d\mathbf{S} \cdot (\Gamma \nabla \phi) \approx \sum_f \Gamma_f (\mathbf{S} \cdot \nabla_f \phi) \quad (3.9)$$

Para mallas ortogonales, el gradiente normal a las caras  $\nabla_f \phi$  es de segundo orden de exactitud. Sin embargo, en mallas no ortogonales, se introduce un término de corrección adicional para preservar el segundo orden de exactitud. Así, la aproximación del gradiente quedará [165]:

$$\mathbf{S} \cdot \nabla_f \phi = \underbrace{|\Delta| \nabla_f^\perp \phi}_{\text{contribución ortogonal}} + \underbrace{\mathbf{k} \cdot (\nabla \phi)_f}_{\text{corrección a la no ortogonalidad}} \quad (3.10)$$

donde  $\Delta$  and  $\mathbf{k}$  son vectores a determinar según el tratamiento que se le da a la no ortogonalidad. Los tratamientos a la no ortogonalidad han sido objeto de una intensa investigación [76, 112, 165].

### Discretización del término convectivo

La discretización de términos convectivos del tipo  $\nabla \cdot (\rho \mathbf{U} \phi)$ , se obtiene integrando sobre el volumen de control, y utilizando el teorema de Gauss, de la forma siguiente [165]:

$$\int_V \nabla \cdot (\rho \mathbf{U} \phi) dV = \int_S d\mathbf{S} \cdot (\rho \mathbf{U} \phi) \approx \sum_f \mathbf{S} \cdot (\rho \mathbf{U})_f \phi_f = \sum_f F \phi_f \quad (3.11)$$

donde  $F$  es el flujo másico a través de la superficie definido como  $F = \mathbf{S} \cdot (\rho \mathbf{U})_f$ . El valor de  $\phi_f$  en la superficie  $f$  puede ser evaluado utilizando alguno de los métodos que se expodrán en el apartado 3.2.3.

### Discretización del término fuente

Todos los términos de la ecuación original que no se pueden escribir como convección, difusión o términos temporales son tratados como fuentes [112, 115, 165]. El término fuente,  $S_\phi(\phi)$ , puede ser en general una función de  $\phi$ . Al decidir sobre la forma de la discretización del término fuente, se debe examinar su interacción con otros los otros términos de la ecuación y su influencia en la acotación y exactitud del resultado [112, 165]. Algunos comentarios generales sobre el tratamiento de este término se pueden ver en [152]. Una forma general de la discretización de este término puede ser:

$$S_\phi(\phi) = S_u + S_p \phi \quad (3.12)$$

donde  $S_u$  y  $S_p$  son coeficientes que también pueden depender de  $\phi$ . La integración sobre un volumen de control quedará entonces como [112]:

$$\int_{V_P} S(\phi) dV = S_u V_P + S_p V_P \phi_P$$

### La discretización temporal

Partiendo de la forma integral de la ecuación general de transporte:

$$\begin{aligned} \int_t^{t+\Delta t} \left[ \int_{V_P} \frac{\partial \rho \phi}{\partial t} dV + \int_{V_P} \nabla \cdot (\rho \mathbf{U} \phi) dV \right] dt \\ = \int_t^{t+\Delta t} \left[ \int_{V_P} \nabla \cdot (\Gamma \nabla \phi) dV + \int_{V_P} S_\phi(\phi) dV \right] dt \quad (3.13) \end{aligned}$$

Y asumiendo que el volumen de control no varia en el tiempo, al sustituir la discretización de los términos, convectivos, difusivos y fuente, se llega a la siguiente expresión [165]:<sup>4</sup>

$$\begin{aligned} \int_t^{t+\Delta t} \left[ \rho_P \frac{\phi^n - \phi^o}{\Delta t} V_P + \sum_f F \phi_f dV \right] dt \\ = \int_t^{t+\Delta t} \left[ \sum_f \Gamma_f \mathbf{S} \cdot \phi \nabla_f \phi + S_u V_P \phi_P + S_p V_P \right] dt \end{aligned} \quad (3.14)$$

En la cual y en función de en qué momento se utilice para evaluar los flujos y el término fuente, ya sea el intervalo temporal anterior, “ $\phi^o$ ”, el intervalo actual “ $\phi^n$ ” o una combinación de estos se pueden obtener diferentes esquemas para la discretización temporal. Los más conocidos son, el esquema explícito, el esquema implícito y Crank-Nicholson [76, 112, 165, 187]. A continuación al igual que realiza [165] se presentan de forma muy general dos de estos esquemas (casos extremos), para mostrar las principales diferencias de sus planteamientos desde el punto de vista de sus implicaciones numéricas.

**Esquema Explícito:** si se usa un esquema explícito, las discretizaciones de los términos espaciales, quedarán en función de los valores anteriores o “viejos”  $\phi^o$  [165]:

$$\phi_P = \phi_P^o \quad (3.15)$$

$$\phi_f = \phi_f^o \quad (3.16)$$

$$\mathbf{S} \cdot \nabla_f \phi = \mathbf{S} \cdot \nabla_f \phi^o = |\Delta| \nabla_f^\perp \phi^o + \mathbf{k} \cdot (\nabla \phi^o)_f \quad (3.17)$$

Esta es una discretización de primer orden de exactitud con respecto al tiempo y es inestable si el número de Courant  $C_o$ , 3.18,<sup>5</sup> es mayor que 1.

$$C_o = \frac{|\mathbf{U}| \Delta t}{\Delta x} \quad (3.18)$$

---

<sup>4</sup>Adaptado de [165].

<sup>5</sup>Este parámetro, número de Courant, se conoce también como *CFL* (Courant, Friedrichs y Levy), por ser este autor el primero en analizar las características de convergencia de este tipo de esquemas [75].

donde  $|\mathbf{U}|$  es la magnitud de la velocidad a través de la celda,  $\Delta t$  es el paso temporal y  $\Delta x$  es el tamaño de la celda en la dirección de la velocidad. Los esquemas explícitos en situaciones convectivas presentan un límite de estabilidad que marca el número de Courant máximo que puede ser utilizado. Si este número se supera el proceso iterativo comenzará a divergir, por lo cual el paso temporal quedará limitado de forma notable. Su sentido físico está dado por la necesidad de garantizar un paso temporal que no permita al flujo avanzar más de una celda en un intervalo de tiempo [10, 75]

**Esquema Euler Implícito:** en este tipo de esquema temporal, los términos espaciales quedan en función de los valores en el intervalo actual, “nuevo”,  $\phi^n$ , [165], por lo que la inversión matricial, resulta necesaria:

$$\phi_P = \phi_P^n \quad (3.19)$$

$$\phi_f = \phi_f^n \quad (3.20)$$

$$\mathbf{S} \cdot \nabla_f \phi = \mathbf{S} \cdot \nabla_f \phi^n = |\Delta| \nabla_f^\perp \phi^n + \mathbf{k} \cdot (\nabla \phi^o)_f \quad (3.21)$$

Este esquema al igual que el anterior, es de primer orden con respecto a la discretización temporal, garantiza soluciones acotadas y es incondicionalmente estable. Henrik señala en su trabajo [165], que con el fin de garantizar acotación, la corrección de no ortogonalidad debe ser tratada de forma explícita. En el presente trabajo de tesis, al igual que en [165] se utilizó el método Euler implícito, resultando, 3.22, como la expresión discretizada de la ecuación general de transporte:

$$\rho_P \frac{\phi^n - \phi^o}{\Delta t} V_P + \sum_f F \phi_f^n = \sum_f \Gamma_f \mathbf{S} \cdot \nabla_f \phi^n + S_I V_P \phi_P^n + S_E V_P \quad (3.22)$$

La nomenclatura es la misma que utilizada por [165].

### 3.2.3. Esquemas numéricos: interpolación en las caras

En el método de volúmenes finitos, es imprescindible interpolar los valores del centro de las celdas al centro de las caras. Existen innumerables esquemas de interpolación. En la descripción compacta de dicho proceso, es empleada la metodología de Jasak (1996) y Henrik (2002) [112, 165], aprovechando la

claridad de sus trabajos, así como su similitud con la presentación de los mismos en la guía del programador del OpenFOAM® [9, 10]. También es utilizado el texto [187].

Henrik en su trabajo [165], plantea que el valor de la variable en las caras  $\phi_f(F, E, \gamma)$  puede ser encontrado a partir de los valores en las celdas vecinas empleando una variedad de esquemas, denotados por  $E$ , los cuales requieren de un flujo  $F$ , a través de la cara  $f$  y en algunos casos la dependencia de uno o varios parámetros  $\gamma$ . La definición exacta de este flujo depende de las ecuaciones de gobierno y del procedimiento numérico empleado.

Es conveniente antes de continuar con el desarrollo de los diferentes esquemas, y es de la forma que se encuentra regularmente en la literatura, definir las variables  $F$  y  $M$ , para el caso unidimensional, introduciendo los conceptos de intensidad de la convección, e intensidad de la difusión respectivamente:

$$F = \rho u \quad y \quad D = \frac{\Gamma}{\delta x} \quad (3.23)$$

Donde  $\delta x$ , es una longitud característica. El cociente de ambas expresiones define el **número de Peclet**,<sup>6</sup> que mide la importancia relativa de entre los procesos de difusión y convección para la propiedad  $\phi$ .

$$P_e = \frac{F}{D} = \frac{\rho u \delta x}{\Gamma} \quad (3.24)$$

A continuación serán presentados brevemente, algunos de los esquemas más conocidos. Mayor información sobre sus características se pueden encontrar en fuentes como [9, 10, 112, 165, 187].

### Central differencing (CD)

Este es un esquema en el cual se determina el valor de la variable  $\phi$  en la cara,  $\phi_f$ , mediante una interpolación lineal entre los valores de dicha variable en los centros de las celdas adyacentes. Ver figura 3.5.

$$\phi_f = f_x \phi_P + (1 - f_x) \phi_N \quad (3.25)$$

donde  $f_x \equiv \overline{fN}/\overline{PN}$  donde  $\overline{fN}$  es la distancia entre  $f$  y el centro de la celda  $N$  y  $\overline{PN}$  es la distancia entre los centros de las celdas  $P$  y  $N$ .

---

<sup>6</sup>Se observa su analogía con el **número de Reynolds**:  $R_e = \frac{\rho u L}{\mu}$ .



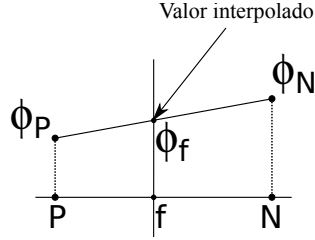


Figura 3.5: Central Differencing (CD). Adaptado de [112].

A pesar de ser este un esquema de segundo orden, la solución se ve limitada a números de Peclet menores que 2. De lo contrario se podrían tener oscilaciones locales para problemas donde el término convectivo fuese dominante. El esquema no reconoce la dirección del flujo. Se podría reducir el número de Peclet realizando mallados mucho más finos, pero esto puede suponer un costo computacional inabordable. Es un esquema conservativo.

#### Upwind differencing (UD)

El esquema Upwind determina  $\phi_f$  de acuerdo a la dirección del flujo. El esquema se puede describir en forma matemática como:

$$\phi_f = \begin{cases} \phi_P & F \geq 0 \\ \phi_N & F < 0 \end{cases}$$

Es un esquema que asegura la estabilidad en la solución. Es evidente que a diferencia de el esquema de diferencias centrales, este sí reconoce la dirección del flujo y es un esquema conservativo. Su precisión es de primer orden. Presenta el problema de la falsa difusión.

#### El esquema híbrido (The hybrid differencing scheme)<sup>7</sup>

La combinación del esquemas de diferencias centradas y del esquema upwind fue propuesta por Spalding en 1972 [172], dando lugar a un esquema híbrido. En esta formulación se utiliza el esquema de diferencias centradas,

<sup>7</sup>La descripción de los esquemas híbrido, potencial y de ordenes superiores se ha realizado utilizando el texto de los profesores H.K. Versteeg y W. Malalasekera, "An Introduction to Computational Fluid Dynamics: The Finite Volume Method" (Ed. Pearson, 2007, 2da edición) [187].

que es de segundo orden de exactitud, siempre que el número de Peclet sea pequeño, ( $|P_e| < 2$ ). Para números mayores de Peclet ( $|P_e| \geq 2$ ) se emplea el esquema upwind, que aunque es de primer orden, tiene en cuenta la transportividad del flujo [187].

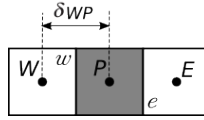


Figura 3.6: VC unidimensional para explicar el esquema híbrido.

A modo de ejemplo, y partiendo de el cálculo del número de Peclet para la cara oeste del volumen de control unidimensional de la figura 3.6:

$$P_{ew} = \frac{F_w}{D_w} = \frac{(\rho u)_w}{\Gamma_w / \delta x_{WP}} \quad (3.26)$$

La diferenciación híbrida establecerá que el flujo neto para esta cara (oeste) se expresa como [187]:

$$q_w = F_w \left[ \frac{1}{2} \left( 1 + \frac{2}{P_{ew}} \right) \phi_W + \frac{1}{2} \left( 1 - \frac{2}{P_{ew}} \right) \phi_P \right] \quad \text{para } -2 < P_{ew} < 2$$

$$q_w = F_w \phi_W \quad \text{para } P_{ew} \geq 2 \quad (3.27)$$

$$q_w = F_w \phi_P \quad \text{para } P_{ew} \leq -2$$

Por lo que para números de Peclet tales que  $|P_e| < 2$  se usan diferencias centradas para los términos de convección y difusión y para los números de Peclet,  $|P_e| \geq 2$ , se usa upwind para la convección y cero para la difusión. En la forma general de la ecuación discretizada:

$$a_P \phi_P = a_W \phi_W + a_E \phi_E \quad (3.28)$$

El coeficiente central estará dado por [187]:

$$a_P = a_W + a_E + (F_e - F_w) \quad (3.29)$$

Después de realizar algún reordenamiento es fácil verificar que los coeficientes de los nodos vecinos, para el esquema de diferenciación híbrido

estacionario unidimensional de la convención-difusión se pueden escribir de la forma siguiente [187, p. 152]:

$a_W$	$a_E$
$\max \left[ F_w, \left( D_w + \frac{F_w}{2} \right), 0 \right]$	$\max \left[ -F_e, \left( D_e - \frac{F_e}{2} \right), 0 \right]$

El esquema híbrido tiene la capacidad de aprovechar las propiedades favorables tanto del esquema de diferencias centradas si el número de Peclet es bajo, como las del sistema upwind, cuando los números de Peclet son altos y las diferencias centradas introducen posibles oscilaciones en la solución de  $\phi$ . Es un esquema conservativo y debido a que los coeficientes en la ecuación general discretizada son positivos se mantiene acotado de manera incondicional. Si la influencia convectiva es importante, entonces el esquema híbrido satisface el criterio de transporte del flujo, pues cambia al sistema upwind para altos números de Peclet. Las soluciones obtenidas mediante el esquema híbrido son coherentes con situaciones físicas reales y es muy estable en comparación con esquemas de orden superior tales como QUICK. Su desventaja fundamental está dada por el orden de exactitud, que en términos de series de Taylor es solo de primer orden [187].

### Esquema potencial (The power-law scheme)

Una aproximación con la cual se puede obtener una mejor precisión en relación a la solución exacta exponencial para un flujo estacionario, convectivo-difusivo, unidimensional y en ausencia de fuentes; y que además en situaciones reales de simulación de flujos de estas características, produce mejores resultados que el esquema híbrido, fue la propuesta por Patankar en el año 1980<sup>8</sup> [152] al introducir un esquema que anula la influencia difusiva en la expresión discretizada cuando el número de Peclet excede al valor de 10 [152, 187].

A diferencia del esquema híbrido en que se cambiaba del esquema diferencias centradas al esquema upwind a partir de valores del número de Peclet  $|P_e| \geq 2$ , en este nuevo esquema no hay un salto entre estos esquemas para ese valor del número de Peclet. Sino que para todo el intervalo de valores

<sup>8</sup>Ya existía algún trabajo previo del autor propuesto a publicación en este sentido. Como por ejemplo, el de 1979: ...“A Calculation Procedure for Two-Dimensional...”, citado en [152].

de Peclet tales que,  $0 < P_e < 10$  el flujo neto es calculado mediante una expresión polinómica que contiene potencias y que se muestra para el caso unidimensional.

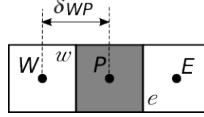


Figura 3.7: VC unidimensional para explicar el esquema potencial.

En el volumen de control representado en la figura 3.7, bajo las mismas condiciones, que en las utilizadas para explicar el esquema híbrido, el esquema potencial define el flujo neto por unidad de área en la cara oeste ( $w$ ) con la siguiente expresión:

$$q_w = F_w [\phi_W - \beta_w (\phi_P - \phi_W)] \quad \text{para } 0 < P_e < 10 \quad (3.30)$$

$$\text{donde} \quad \beta_w = (1 - 0,1 P_{ew})^5 / P_{ew}$$

y

$$q_w = F_w \phi_W \quad \text{para } P_e > 10 \quad (3.31)$$

El coeficiente central de la ecuación discretizada se continúa expresando de la forma habitual, para este caso unidimensional, como:

$$a_P = a_W + a_E + (F_e - F_w)$$

Pero ahora los coeficientes correspondientes a las celdas colindantes tendrán los siguientes valores [187, p. 156]:

$a_W$	$a_E$
$D_w \max [0, (1 - 0,1  P_{ew} )^5] + \max [F_w, 0]$	$D_e \max [0, (1 - 0,1  P_{ee} )^5] + \max [-F_e, 0]$

El esquema potencial presenta unas propiedades similares a las del esquema híbrido, teniendo unos resultados más ajustados a la solución exacta exponencial de un flujo convectivo-difusivo, unidimensional y estacionario y

en ausencia de fuentes. Este esquema ha demostrado ser útil para el cálculo de casos prácticos de flujos, por lo que se puede usar como una buena alternativa al esquema híbrido [187].

## Esquemas de ordenes superior

Hasta el momento se han presentado algunos esquemas numéricos que en general pueden presentar problemas tanto de dispersión como de difusión numérica. En el caso del esquema de diferencias centradas encontramos que a pesar de tener una precisión de segundo orden, no tiene en cuenta la dirección del flujo lo que conlleva a la inestabilidad. En cambio esquemas como el upwind, híbrido o potencial que si cumplen con las exigencias de transportividad y que por lo tanto son más estables presentan un orden de precisión menor, y por tanto aparece el problema de la falsa difusión o difusión numérica. Parece lógico entonces intentar incrementar su orden de precisión mediante la inclusión de un mayor número de puntos vecinos en la interpolación. A continuación, tal y como lo hacen algunos de los textos revisados [76, 187], se presentará el esquema QUICK de Leonard, que es el más antiguo de estos esquemas de orden superior.

### Esquema QUICK (Quadratic Upwind Interpolation for Convective Kinetics)

El esquema QUICK (The quadratic upwind interpolation for convective kinetics)<sup>9</sup> fue introducido por Leonard en 1979 [131].

En este esquema el valor de la variable en una cara del volumen de control,  $\phi_f$ , se obtiene utilizando una función cuadrática que pasa por tres nodos, dos de ellos se encuentran a cada lado dicha cara y el tercero sería el próximo aguas arriba, figura 3.8 [187].

Utilizando la misma figura 3.8, y a modo de ejemplo si se supone que  $u_w > 0$  y  $u_e > 0$  para obtener el valor de  $\phi_w$  se debe realizar un ajuste cuadrático utilizando los nodos WW, W y P. Y si se desea el valor de  $\phi_e$  la parábola a utilizar debe pasar por los nodos W, P y E. Si  $u_w < 0$  y  $u_e < 0$  para obtener el valor de  $\phi_w$  entonces se utilizarían los nodos W, P y E mientras que para obtener el valor  $\phi_e$  los nodos a utilizar serían P, E y EE [187]. Se puede

---

<sup>9</sup>En el trabajo de Leonard (1979) [131]: Quadratic **Upstream** Interpolation for Convective **Kinematics**.

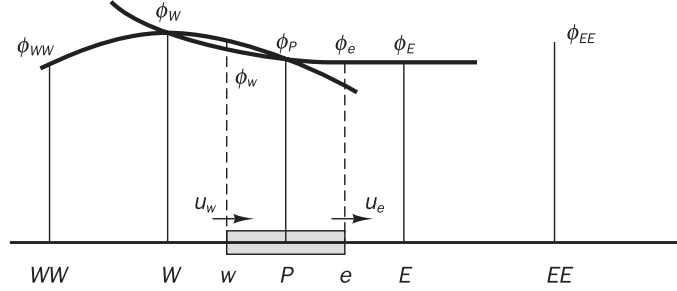


Figura 3.8: Interpolación utilizada en el esquema QUICK. Tomado de [187, p. 157].

demostrar que para mallas uniformes<sup>10</sup> el valor  $\phi_f$  para una cara situada entre los nodos  $i$  y  $i-1$ , con el siguiente nodo aguas arriba en  $i-2$ , se expresa mediante [187]:

$$\phi_f = \frac{6}{8}\phi_{i-1} + \frac{3}{8}\phi_i - \frac{1}{8}\phi_{i-2} \quad (3.32)$$

Entonces y volviendo al ejemplo de la figura 3.8, cuando  $u_w > 0$  y  $u_e > 0$  los valores de  $\phi$  en las cara  $w$  y  $e$  serán:

$$\phi_w = \frac{6}{8}\phi_W + \frac{3}{8}\phi_P - \frac{1}{8}\phi_{WW} \quad (3.33)$$

$$\phi_e = \frac{6}{8}\phi_P + \frac{3}{8}\phi_E - \frac{1}{8}\phi_W \quad (3.34)$$

Teniendo que la pendiente de la cuerda entre dos puntos de una parábola es igual a la pendiente de la tangente de dicha función en su punto medio, entonces para la difusión, y en el caso de una malla uniforme, se obtienen las mismas expresiones que si se hubiese utilizado un esquema de diferencias centradas [187]. Si para discretizar los términos convectivos, en el caso en que  $F_w > 0$  y  $F_e > 0$ , son utilizadas las ecuaciones (3.33)-(3.34) y para los difusivos diferencias centradas, como ya se comentó, entonces la forma discretizada de la ecuación de transporte convectiva-difusiva, estacionaria unidimensional es:

<sup>10</sup>Simplificación con el objeto de describir el esquema.

$$\left[ F_e \left( \frac{6}{8} \phi_P + \frac{3}{8} \phi_E - \frac{1}{8} \phi_W \right) - F_w \left( \frac{6}{8} \phi_W + \frac{3}{8} \phi_P - \frac{1}{8} \phi_{WW} \right) \right] \\ = D_e (\phi_E - \phi_P) - D_w (\phi_P - \phi_W) \quad (3.35)$$

La cual se puede reorganizar para obtener:

$$\left[ D_w - \frac{3}{8} F_w + D_e + \frac{6}{8} F_e \right] \phi_P = \left[ D_w + \frac{6}{8} F_w + \frac{1}{8} F_e \right] \phi_W \\ + \left[ D_e - \frac{3}{8} F_e \right] \phi_E - \frac{1}{8} F_w \phi_{WW} \quad (3.36)$$

Expresión que se puede escribir en la forma estándar de las ecuaciones discretizadas en el MVF:

$$a_P \phi_P = a_W \phi_W + a_E \phi_E + a_{WW} \phi_{WW} \quad (3.37)$$

con los siguientes coeficientes [187, p. 158]:

$a_W$	$a_E$	$a_{WW}$	$a_P$
$D_w + \frac{6}{8} F_w + \frac{1}{8} F_e$	$D_e - \frac{3}{8} F_e$	$-\frac{1}{8} F_w$	$a_W + a_E + a_{WW} + (F_e - F_w)$

Si ahora se analiza un flujo tal que  $F_w < 0$  y  $F_e < 0$ , entonces.

$$\phi_w = \frac{6}{8} \phi_P + \frac{3}{8} \phi_W - \frac{1}{8} \phi_E \quad (3.38)$$

$$\phi_e = \frac{6}{8} \phi_E + \frac{6}{8} \phi_P - \frac{1}{8} \phi_{EE} \quad (3.39)$$

Utilizando los mismos razonamientos que en el caso anterior se obtendría una expresión similar a 3.37, donde la función ejercida por el nodo WW, la realizaría ahora el nodo EE y los coeficientes se expresarían como [187, p. 158]:

$a_W$	$a_E$	$a_{EE}$	$a_P$
$D_w + \frac{3}{8} F_w$	$D_e - \frac{6}{8} F_e - \frac{1}{8} F_w$	$-\frac{1}{8} F_e$	$a_W + a_E + a_{EE} + (F_e - F_w)$

Mediante combinaciones que contemplen todas las direcciones del flujo se puede obtener una expresión general discretizada según un esquema QUICK, para la difusión-convención unidimensional estacionaria y en un malla regular dada por [187, p. 158]:

$$a_P \phi_P = a_W \phi_W + a_E \phi_E + a_{WW} \phi_{WW} + a_{EE} \phi_{EE} \quad (3.40)$$

En la misma el coeficiente central es:

$$a_P = a_W + a_E + a_{WW} + a_{EE} + (F_e - F_w) \quad (3.41)$$

y los vecinos:

$a_W$	$a_{WW}$	$a_E$	$a_{EE}$
$D_w + \frac{6}{8}\alpha_w F_w + \frac{1}{8}\alpha_e F_e$  $+ \frac{3}{8}(1 - \alpha_w) F_w$	$-\frac{1}{8}\alpha_w F_w$	$D_e - \frac{3}{8}\alpha_e F_e - \frac{6}{8}(1 - \alpha_e) F_e$  $-\frac{1}{8}(1 - \alpha_w) F_w$	$\frac{1}{8}(1 - \alpha_e) F_e$

Donde

$$\begin{aligned} \alpha_w &= 1 \text{ para } F_w > 0 \text{ y } \alpha_e = 1 \text{ para } F_e > 0 \\ \alpha_w &= 0 \text{ para } F_w < 0 \text{ y } \alpha_e = 0 \text{ para } F_e < 0 \end{aligned}$$

El esquema es conservativo. El error de truncamiento en términos de series de Taylor, para una malla uniforme es de tercer orden. Cumple con la transportividad de la variable  $\phi$  pues tiene en cuenta la dirección del flujo. A pesar de que en general, brinda resultados más ajustados que otros esquemas como los de diferencias centradas, el upwind e híbrido, en sus soluciones pueden aparecer zonas en las cuales encontremos oscilaciones conocidas “undershoots” y “overshoots”, problema que se intenta solucionar con algún tipo de formulación TVD. El esquema QUICK, es condicionalmente estable.



### LUD (Linear Upwind Differencing)<sup>11</sup>

Este esquema, al igual que el anterior, continua siendo una adaptación del esquema upwind para lograr una precisión de segundo orden y utiliza al igual que el QUICK, también tres puntos para realizar la interpolación. Como su nombre indica a diferencia del caso anterior en el cual se usa una parábola, se usa una interpolación lineal [192].

### Esquemas TVD

Como se ha comentado ya, los esquemas de ordenes superior como el QUICK o el LUD, que tienen características que los hacen más precisos y que captan la dirección del flujo, disminuyendo la difusión numérica, presentan como inconveniente fundamental oscilaciones en determinadas zonas de sus soluciones, conocidas en la literatura especializada como “undershoots” y “overshoots”, generalmente cuando el número de Peclet es alto. Este inconveniente ha llevado al desarrollo de esquemas de ordenes superior en los cuales se intente evitar dichos problemas.

La clase de TVD (total variation diminishing) ha sido formulada con el objetivo de eliminar esas oscilaciones de las soluciones, demostrando ser útil en muchos cálculos de la fluidodinámica computacional (CFD). En los esquemas TVD la tendencia hacia la oscilación es contrarrestada por la adición de un término artificial de difusión o añadiendo algún tipo de ponderación aguas arriba. Continúa [187] señalando una serie de autores que desarrollaron las primeras ideas para este tipo de flujos “corregidos” (FCT): enumerando en primera lugar los trabajos de Boris (1973, 1976) [56, 108] y continuando con los trabajos de Van Leer (1974, 1977a, b, 1979) [130, 183–186], Harten (1983, 1984) [95, 96], Sweby (1984) [173], Roe (1985) [164], Osher y Chakravarthy (1984) [150] y muchos otros, han contribuido al desarrollo actual de los esquemas TVD [187].

#### 3.2.4. Condiciones de contorno<sup>12</sup>

Para resolver un problema fluidodinámico es imprescindible establecer tanto unas condiciones en el contorno del dominio a analizar, como unas

<sup>11</sup>Este es el esquema que utiliza por defecto el icoFoam.

<sup>12</sup>Adaptado de [112, 165].

condiciones iniciales en el caso de fluidos transitorios. A continuación se describen dos tipos de definiciones de estas condiciones de contorno [165]:

**Dirichlet:** Prescribe el valor de la variable dependiente en la frontera y es denominada normalmente como de “valor fijo” [165].

**Von Neumann:** Prescribe el gradiente de la variable, normal a la frontera y por lo tanto se denomina de “gradiente fijo” [165].

Como ya se ha descrito muchas de las prácticas de discretización implican sumar sobre caras  $\sum_f$  el valor interpolado de la variable transportada,  $\phi_f$  o de su gradiente  $\nabla_f \phi$ . Si algunas de estas caras del volumen de control forman parte de la frontera del dominio se hace necesario entonces darle algún tipo de tratamiento numérico a este valor.

La figura 3.9, muestra un volumen de control P donde una de sus caras, b, coincide con el límite del dominio. El vector entre el centro de celda P y el centro de la cara límite se denota por  $\mathbf{d}$  y su componente normal a la cara límite por  $\mathbf{d}_n$ . En lo que sigue se supone que la condición límite especificada es válida para la toda la cara. La implementación numérica de valor fijo y gradiente fijo se describen a continuación:

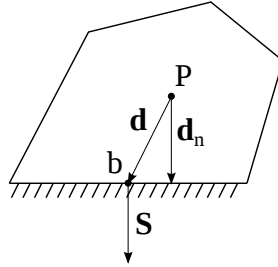


Figura 3.9: Condiciones de Contorno. Parámetros en la frontera. Adaptado de [165].

**Valor fijo:** En esta condición se especifica un valor fijo en la frontera  $\phi_b$ , por lo tanto:

- Este es sustituido cuando la discretización requiere el valor en una cara contorno, es decir  $\phi_f = \phi_b$ .
- Si lo que se necesita en cambio es el valor del gradiente en la cara  $\nabla_f \phi$ , por ejemplo para términos difusivos, entonces se utiliza el valor en la frontera y el valor de la variable en el centro de la celda de la forma siguiente:

$$\mathbf{S} \cdot \nabla_f \phi = |\mathbf{S}| \frac{\phi_b - \phi_P}{|\mathbf{d}_n|} \quad (3.42)$$

Esta práctica es de segundo orden de exactitud si  $\phi_b$  es constante en toda la cara y sólo de primer orden exactitud si  $\phi_b$  varía a lo largo de la cara y la malla no es ortogonal.

**Gradiente fijo:** En la condición de frontera, gradiente fijo, se especifica el valor del gradiente normal a la cara  $g_b = \nabla_f^\perp \phi$  en la frontera, por lo cual:

- Cuando la discretización requiere el  $\phi_f$  en una cara de la frontera, el valor en el centro de la celda es extrapolado a la frontera :

$$\begin{aligned} \phi_f &= \phi_P + \mathbf{d}_n \cdot \nabla_f \phi \\ &= \phi_P + |\mathbf{d}_n| g_b \end{aligned} \quad (3.43)$$

- Y cuando se requiere el valor del gradiente en la cara,  $g_b$  puede ser substituido directamente.

$$\mathbf{S} \cdot \nabla_f \phi = |\mathbf{S}| g_b \quad (3.44)$$

Las prácticas de discretización para la condición de gradiente fijo tienen una precisión de segundo orden, si  $g_b$  es constante a lo largo de la cara. Si  $\phi_b$  varía a lo largo de la cara y la malla es no ortogonal, entonces tendrá una exactitud de primer orden. Aunque,  $\mathbf{d}_n$  de forma general no tiene porque apuntar al centro de la cara, lo cual introduce algún error en la aproximación implicando realizar algún tipo de corrección, [112] demostró que este error es despreciable para las caras internas de la malla.<sup>13</sup>

**Gradiente Cero:** La condición de frontera gradiente cero, es un caso particular de la condición anterior, en la cual  $g_b = 0$ .

### 3.2.5. Sistema de ecuaciones algebraicas

Los procedimientos de discretización y linealización vistos previamente producen un sistema lineal de ecuaciones algebraicas. Aunque la forma exacta de este sistema de ecuaciones algebraicas depende de la ecuación de gobierno y de las técnicas de discretización utilizadas, este puede ser descrito de forma general como [112, 165]:

<sup>13</sup>Para más detalles ver trabajos de [112, 165].

$$a_P \phi_P^n + \sum_N a_N \phi_N^n = R_P \quad (3.45)$$

En donde el superíndice  $n$  identifica a cada una de las celdas del dominio. El valor de  $\phi_P^n$  depende de los valores en las celdas vecinas. En este sistema habrá una ecuación algebraica lineal (fila) para cada una de las celdas del dominio. Estos sistemas de ecuaciones algebraicas lineales se pueden expresar en forma de matricial como [165]:

$$[A][\phi] = [R] \quad (3.46)$$

donde  $[A]$  es una matriz cuadrada y dispersa con coeficientes  $a_P$  en la diagonal y  $a_N$  fuera de esta.  $[\phi]$  es el vector columna de la variable dependiente y  $[R]$  es el vector de los términos independientes (fuentes, condiciones de contorno, etc) [75, 165]. El hecho de llamar a  $[\phi]$  y  $[R]$  vectores proviene de la terminología matricial pero su descripción precisa es que son lista de valores definida en los centros de los volúmenes de control. La matriz  $[A]$  se puede descomponer en dos matrices que contienen la diagonal  $[D]$  y los elementos fuera de la diagonal  $[N]$ , tal que:

$$[A] = [D] + [N] \quad (3.47)$$

El sistema de ecuaciones algebraicas lineales 3.46 se resuelve utilizando alguna técnica numérica para obtener  $\phi$  [76, 88, 187]. Los métodos de solución de estos sistemas lineales se dividen en dos categorías: los métodos directos y los métodos iterativos. Los métodos directos, como el método de inversión de Cramer o la eliminación gaussiana, no aprovechan la presencia de ceros en la matriz de coeficientes o la estructura preferentemente diagonal implicando un número fijo de operaciones aritméticas, que normalmente es del orden  $N$ ,<sup>3</sup> por lo cual son prohibitivos desde el punto de vista computacional para grandes dominios con cientos de miles y millones de celdas [75, 76, 112, 165, 187]. Los métodos iterativos comienzan con una estimación inicial de la solución, que luego mediante la aplicación repetitiva de algún algoritmo va siendo mejorada hasta la convergencia dentro de ciertos límites de tolerancia prefijados. En los métodos iterativos el número total de operaciones es del orden  $N$ , para cada ciclo iterativo, suponiendo un esfuerzo computacional asequible. Los métodos iterativos más sencillos de implementar son los Jacobi y Gauss-Seidel, pero ambos son de lenta convergencia [75, 187].

Las matrices resultantes de los esquemas de discretización generalmente son dispersas, es decir, la mayoría de los coeficientes de la matriz son iguales a cero. Por lo cual, los requisitos de memoria del ordenador podrían disminuirse significativamente con la elección de un procedimiento o software que preserve la dispersión en la matriz. A diferencia de métodos directos de solución, algunos métodos iterativos preservan la dispersión de la matriz original [165].

### Sub-relajación

Cuando se emplean métodos iterativos, muchas veces se hace necesario controlar la rapidez con que las variables evolucionan durante las iteraciones, por ejemplo cuando existen no linealidades importantes en las ecuaciones y la solución de partida está muy lejos de la solución real pueden aparecer importantes oscilaciones que dificulten notablemente el proceso iterativo [75]. [9, 112, 165] señalan que de forma especial en los cálculos de estados estacionario, no se contará con la influencia beneficiosa de la derivada temporal al dominio diagonal. Por lo tanto, si no existe un término fuente lineal con pendiente negativa que pueda ser incorporado a la diagonal, la matriz no podrá ser resuelta por la mayoría de los métodos iterativos [112, 165]. Con el fin de utilizar métodos iterativos se necesita entonces mejorar el dominio de esta diagonal, como por ejemplo con el método de la sub-relajación. Veamos de nuevo la ecuación 3.48 [112, 165]:

$$a_P \phi_P^n + \sum_N a_N \phi_N^n = R_P \quad (3.48)$$

El dominio de la diagonal se crea entonces mediante la adición de un término artificial a ambos lados de la ecuación [94, 112, 165]:

$$a_P \phi_P^n + \frac{1-\lambda}{\lambda} a_P \phi_P^n + \sum_N a_N \phi_N^n = R_P + \frac{1-\lambda}{\lambda} a_P \phi_P^o \quad (3.49)$$

o

$$\frac{a_P}{\lambda} \phi_P^n + \sum_N a_N \phi_N^n = R_P + \frac{1-\lambda}{\lambda} a_P \phi_P^o \quad (3.50)$$

En donde,  $\phi^n$  y  $\phi^o$  representan el valor de  $\phi$  y de la iteración nueva y de la anterior, respectivamente.  $\lambda$  es el factor de sub-relajación ( $0 < \lambda \leq 1$ ). Por lo tanto, un sistema de ecuaciones algebraicas lineales puede estar sub-relajado dividiendo la diagonal por  $\lambda$ , añadiéndole un término adicional a la fuente; los

coeficientes fuera de la diagonal permanecen sin cambios. Cuando la solución converge,  $\phi^n = \phi^o$  los términos adicionales se cancelan.

Normalmente el factor de sub-relajación se encuentre entre 0,3 y 0,7, pero su valor óptimo depende del caso que se esté resolviendo, de la intensidad y características del sistema a resolver, del tipo de malla empleada, etc. Un valor cercano a 1 permite acelerar el proceso iterativo, pero lo hace sensible a problemas de divergencia. Por el contrario, un valor bajo de  $\lambda$  ralentiza el proceso y lo protege de divergir abruptamente. En este sentido es importante emplear la experiencia y la intuición para elegir el valor más apropiado [75].

### 3.2.6. Métodos para acoplar la presión y la velocidad<sup>14</sup>

Si se retoman las ecuaciones de Navier-Stokes (3.1a-3.1d), que describen el movimiento de un fluido newtoniano, incompresible y laminar encontraremos que el campo de velocidades y los gradientes de presiones, son desconocidos, siendo ellos mismos las principales incógnitas a resolver.

Este problema es de los más comunes en ingeniería, por lo cual existen diferentes métodos o algoritmos, de resolución. A continuación se describirán, tomando como fuente a H.K. Versteeg y W. Malalasekera (2007) [187] algunos de los métodos más conocidos, para realizar el acoplamiento entre las variables velocidad y presión.

Tengamos en cuenta que las ecuaciones de Navier-Stokes, para las características dadas, se pueden derivar de la ecuación general de transporte, 3.4, si en ésta es sustituida la variable transportada por las componentes de la velocidad para la conservación del momento y por 1, para la ecuación de continuidad.

Veamos por ejemplo el caso bidimensional, estacionario, donde se substituye  $\phi$  por  $u$  y  $v$  respectivamente. Cada componente de la velocidad aparece en cada ecuación de momento y se cumple adicionalmente, la ecuación de continuidad, para el campo de velocidades [187].

$$\frac{\partial}{\partial x}(\rho uu) + \frac{\partial}{\partial y}(\rho vu) = \frac{\partial}{\partial x} \left( \mu \frac{\partial u}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left( \mu \frac{\partial u}{\partial y} \right) - \frac{\partial p}{\partial x} + S_u \quad (3.51)$$

<sup>14</sup>La descripción teórica de este apartado, y de los algoritmos SIMPLE, SIMPLER, SIMPLEC y PISO se ha realizado utilizando el texto de los profesores H.K. Versteeg y W. Malalasekera, "An Introduction to Computational Fluid Dynamics: The Finite Volume Method" (Ed. Pearson, 2007, 2da edición) [187].

$$\frac{\partial}{\partial x}(\rho uv) + \frac{\partial}{\partial y}(\rho vv) = \frac{\partial}{\partial x} \left( \mu \frac{\partial v}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left( \mu \frac{\partial v}{\partial y} \right) - \frac{\partial p}{\partial y} + S_v \quad (3.52)$$

y la ecuación de continuidad

$$\frac{\partial}{\partial x}(\rho u) + \frac{\partial}{\partial y}(\rho v) = 0 \quad (3.53)$$

La solución del conjunto de ecuaciones (3.51)-(3.53), nos presenta dos nuevos problemas: La no linealidad de términos convectivos en las ecuaciones de momentos, y el acoplamiento de las tres ecuaciones. Se observa que cada componente de la velocidad aparece en cada ecuación de momento y en la ecuación de continuidad. El tema más complejo de resolver es el papel desempeñado por la presión. Esta aparece en ambas ecuaciones de momento, pero no hay otra ecuación de transporte o de otro tipo para la presión [187].

Si se conociera el gradiente de presión, el proceso de obtención de las ecuaciones discretizadas de las velocidades, en las ecuaciones de momentos sería el mismo que los descritos en las secciones anteriores. Pero en los cálculos de los flujos de forma general también se quiere calcular el campo de presiones como parte de la solución, por lo cual normalmente su gradiente también es desconocido. Si el flujo es compresible la ecuación de continuidad se puede utilizar como ecuación de transporte para la densidad y al sistema (3.51)-(3.53), se le añade la ecuación de energía como ecuación de transporte para la temperatura. Pudiendo obtenerse entonces la presión como función de la densidad y la temperatura a partir de la ecuación de estado  $p = p(\rho, T)$ . Sin embargo, si el flujo es incompresible, la densidad es constante y por lo tanto se elimina el vínculo con la presión [187]. En este caso el acoplamiento entre la presión y la velocidad lo que hace es introducir una restricción en la solución del campo de flujo: si el campo de presiones aplicado a las ecuaciones de momentos es el correcto, entonces el campo de velocidades resultante debe satisfacer la ecuación de continuidad. Tanto los problemas asociados con las no linealidades en las ecuaciones como el acoplamiento entre la presión y la velocidad se puede resolver mediante la estrategia de adoptar procesos iterativos de solución, tales como el algoritmo SIMPLE de Patankar y Spalding (1972) [151] [187].

### El algoritmo SIMPLE

El algoritmo SIMPLE (Semi-Implicit Method for Pressure Linked Equation), fue originalmente propuesto por Patankar y Spalding (1972) [151] y su fundamento radica en una reformulación de la presión, cuando los flujos son incompresibles.

Para la explicación de este algoritmo, tal y como lo realiza [187] se presenta en la figura 3.10, un mallado decalado [94]. El arreglo en este mallado, busca que las variables escalares sean almacenadas en los centros de las celdas, mientras las velocidades son definidas en las caras entre los nodos aledaños, en la figura 3.10 son representadas con flechas. Una explicación más amplia del porque del uso de este tipo de arreglo se puede encontrar en la bibliografía [76, 187]. En este trabajo nos limitaremos a mostrar la nomenclatura utilizada, con el objeto de poder seguir la descripción de los algoritmos más conocidos de acoplamiento entre velocidades y presiones.

Para iniciar el proceso de cálculo SIMPLE se parte de unos valores supuestos tanto para el campo de velocidades  $u^*$  como de presiones  $p^*$ .<sup>15</sup>

Las ecuaciones de momento discretizadas se resuelven utilizando este campo de presiones y se obtienen unas componentes estimadas de la velocidad, que en el caso unidimensional podemos llamar  $u^*$ . Los valores correctos de las componentes del campo de velocidad como el campo de presiones se representan como  $u$  y  $p$ , respectivamente:

$$u = u^* + u' \quad (3.54)$$

$$p = p^* + p' \quad (3.55)$$

$u^*$ ,  $p^*$  son los valores estimados, y  $u'$ ,  $p'$  son las “correcciones” a dichos valores.

La ecuación discretizada de los momentos se resuelve tomando los valores estimados  $u^*$  y  $p^*$

$$a_{i,J}u_{i,J} = \sum a_{nb}u_{nb} + (p_{I-1,J} - p_{I,J})A_{i,J} + b_{i,J} \quad (3.56)$$

$$a_{i,J}u_{i,J}^* = \sum a_{nb}u_{nb}^* + (p_{I-1,J}^* - p_{I,J}^*)A_{i,J} + b_{i,J} \quad (3.57)$$

Subtrayendo 3.56 de 3.57 se obtiene:

---

<sup>15</sup>Se muestra este procedimiento para el caso unidimensional.



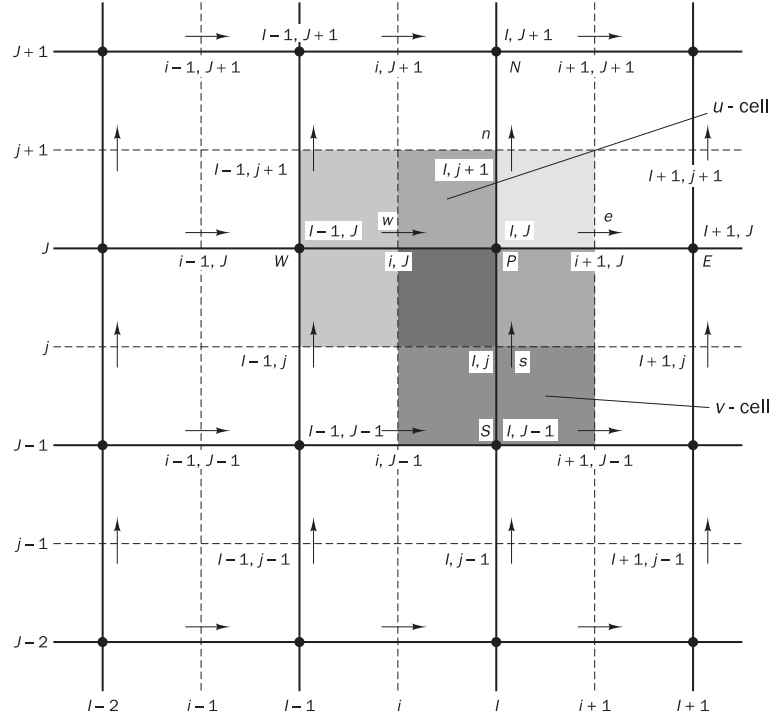


Figura 3.10: Mallado decalado. Tomado de [187].

$$a_{i,J}u'_{i,J} = \sum a_{nb}u'_{nb} + (p'_{I-1,J} - p'_{I,J}) A_{i,J} \quad (3.58)$$

Expresión en el cual se omite el término  $\sum a_{nb}u'_{nb}$ , quedando una expresión de la forma:

$$u'_{i,J} = d_{i,J} (p'_{I-1,J} - p'_{I,J}) \quad (3.59)$$

$$\text{donde} \quad d_{i,J} = \frac{A_{i,J}}{a_{i,J}} \quad (3.60)$$

Ahora se puede plantear la expresión

$$u_{i,J} = u_{i,J}^* + d_{i,J} (p'_{I-1,J} - p'_{I,J}) \quad (3.61)$$

Una expresión similar se puede plantear para  $u_{i+1,J}$

$$u_{i+1,J} = u_{i+1,J}^* + d_{i+1,J} (p'_{I,J} - p'_{I+1,J}) \quad (3.62)$$

$$\text{donde} \quad d_{i+1,J} = \frac{A_{i+1,J}}{a_{i+1,J}} \quad (3.63)$$

Como se aprecia se ha obtenido una relación entre la componente correcta de la velocidad, las velocidades estimadas y la corrección a la presión. El problema es que no se puede tener el campo de correcciones a la presión.

Es entonces cuando se utiliza la ecuación discretizada de continuidad

$$[(\rho u A)_{i+1,J} - (\rho u A)_{i,J}] = 0 \quad (3.64)$$

Substituyendo en esta expresión el valor correcto de la velocidad discretizada en función de  $u^*$  (datos por ser valores supuestos) y  $p'$  (incógnita).

$$\begin{aligned} & \rho_{i+1,J} A_{i+1,J} (u_{i+1,J}^* + d_{i+1,J} (p'_{I,J} - p'_{I+1,J})) \\ & - \rho_{i+1,J} A_{i,J} (u_{i,J}^* + d_{i,J} (p'_{I-1,J} - p'_{I,J})) = 0 \end{aligned} \quad (3.65)$$

Que se puede organizar de forma que:

$$\begin{aligned} [(\rho d A)_{i+1,J} + (\rho d A)_{i,J}] p'_{I,J} &= (\rho d A)_{i+1,J} p'_{I+1,J} + (\rho d A)_{i,J} p'_{I-1,J} \\ &+ [(\rho u^* A)_{i,J} - (\rho u^* A)_{i+1,J}] \end{aligned} \quad (3.66)$$

Si se identifican entonces los coeficientes de  $p'$ , se puede reescribir entonces la expresión:

$$a_{I,J} p'_{I,J} = a_{I+1,J} p'_{I+1,J} + a_{I-1,J} p'_{I-1,J} + b'_{I,J} \quad (3.67)$$

La ecuación 3.67, es la ecuación discretizada de continuidad en función de la corrección de la presión  $p'$ . El término fuente en esta ecuación de continuidad no es otra cosa que el desequilibrio debido al uso de una velocidad estimada  $u^*$ .

Ahora se puede obtener el campo corregido de presiones, con el cual se puede calcular las velocidades y presiones correctas, que pasarán a ser entonces las nuevas variables estimadas, y así hasta que la solución converja [187].

Como ya se comentó en la búsqueda de soluciones empleando procesos iterativos, existe el peligro de la no convergencia. La ecuación de corrección de presión no es una excepción, por lo cual se utiliza la técnica de sub-relajación durante el proceso iterativo, obteniendo los nuevos valores para la presión,  $p^{new}$  (mejorados) mediante la expresión [187]:

$$p^{new} = p^* + \alpha_p p' \quad (3.68)$$

siendo  $\alpha_p$  el factor de sub-relajación para la presión. Se puede apreciar que si  $\alpha_p$  es igual a 1 el campo de presión  $p^*$  es corregido por  $p'$ , situación que como ya se explicó puede provocar inestabilidad, sobre todo cuando el campo estimado  $p^*$  está muy lejos de la solución final. Si se toma un  $\alpha_p$  igual cero entonces estaríamos ante una ausencia de corrección y de avance del proceso [187]. Normalmente se toman valores de  $\alpha_p$  entre 0 y 1 que permiten añadir al campo estimado  $p^*$  una fracción del campo de corrección  $p'$  suficientemente grandes como para hacer avanzar al proceso iterativo pero con incrementos lo suficientemente pequeños que aseguren la estabilidad [187].

Las técnicas de sub-relajación para las velocidades se realizan de la forma siguiente:

$$u^{new} = \alpha_u u + (1 - \alpha_u) u^{(n-1)} \quad (3.69)$$

donde  $\alpha_u$  es el factor de relajación de la velocidad  $u$  es la componente de la velocidad correcta sin relajación, y  $u^{(n-1)}$  representa su valor obtenido en la iteración previa. Realizando algunas transformaciones algebraicas se llega a la siguiente expresión para la ecuación del momento correspondiente a la componente  $u$  [187]:

$$\frac{a_{i,J}}{\alpha_u} u_{i,J} = \sum a_{nb} u_{nb} + (p_{I-1,J} - p_{I,J}) A_{i,J} + b_{i,J} + \left[ (1 - \alpha_u) \frac{a_{i,J}}{\alpha_u} \right] u_{i,J}^{(n-1)} \quad (3.70)$$

La sub-relajación empleada para las velocidades afecta en este caso a la ecuación de corrección para la presión, lo cual se observa en los términos  $d$  en la expresión de corrección para la presión [187]:

$$d_{i,J} = \frac{A_{i,J} \alpha_u}{a_{i,J}}, \quad d_{i+1,J} = \frac{A_{i+1,J} \alpha_u}{a_{i+1,J}}$$

Se tiene en cuenta en estas fórmulas que  $a_{i,J}$ ,  $a_{i+1,J}$  son los coeficientes centrales de la ecuación discretizada de la velocidad en las posiciones

$(i, J)$ ,  $(i + 1, J)$  de una celda escalar centrada en  $P$ , figura 3.10.

Los autores como [75,187] señalan que una correcta elección de los factores de sub-relajación  $\alpha$  es esencial para la lograr una adecuada eficiencia en las simulaciones. Un valor demasiado grande de  $\alpha$  puede conducir a oscilaciones o incluso a procesos iterativos divergentes, y un valor que sea demasiado pequeño causará una convergencia muy lenta. Desafortunadamente, los valores óptimos de los factores de sub-relajación son dependientes del flujo y deben buscarse para cada caso en particular [75,187]. No obstante Fernández Oro (2012) [75] muestra como se podrían optimizar los factores de relajación utilizados para la presión y las velocidades cuando se emplea el algoritmo SIMPLE. Situación que implicaría que ambos factores sumen uno, por lo cual es habitual encontrar que la mayoría de códigos utilicen por defectos los factores  $\alpha_p = 0,3$  para la presión y  $\alpha_u = 0,7$  para las velocidades [75].

### El algoritmo SIMPLER

Patankar en 1980 propone el algoritmo SIMPLER (SIMPLE revisado) [152]. En esta versión mejorada del SIMPLE, la ecuación discretizada de continuidad 3.64, es utilizada para derivar una ecuación discretizada para la presión en lugar de una ecuación discretizada para la corrección de la presión. El campo de presiones intermedias se obtiene de forma directa sin el uso de una corrección. Las velocidades, sin embargo se obtienen a través de las correcciones de velocidad (3.61)-(3.62), como en el caso del SIMPLE. Una explicación detallada de dicho algoritmo se puede encontrar en [75,187].

### El algoritmo SIMPLEC

El algoritmo SIMPLEC (SIMPLE-consistente) de Van Doormal y Raithby (1984) [73]. Su diferencia con el algoritmo SIMPLE, radica en que en este nuevo algoritmo no se omiten completamente los términos  $\sum a_{nb}u'_{nb}$ . En este caso estos términos son substituidos por una aproximación que tiene en cuenta los coeficientes vecinos, pero no realmente el valor de las variables vecinas [75]. La ecuación de corrección para  $u$  de SIMPLEC está dada por [187]:

$$u'_{i,J} = d_{i,J} (p'_{I-1,J} - p'_{I,J}) \quad (3.71)$$

$$\text{donde } d_{i,J} = \frac{A_{i,J}}{a_{i,J} - \sum a_{nb}} \quad (3.72)$$

La ecuación discretizada para la corrección de la presión sigue siendo la misma que la del SIMPLE, pero ahora los  $d$ -términos son calculados a partir de las ecuaciones (3.71) y (3.72). La secuencia de las operaciones del algoritmo SIMPLEC sigue siendo la misma que la de SIMPLE [187].

### El algoritmo PISO<sup>16</sup>

El algoritmo PISO (Pressure Implicit with Splitting of Operators), de Issa (1986) [107], es el último de los procedimientos de acople entre la presión y velocidades, que será presentado en el presente trabajo. En sus orígenes fue desarrollado para el cálculo no iterativo de fluidos compresibles y transitorios aunque posteriormente fue adaptado con éxito para la solución iterativa de problemas estacionarios [187]. PISO es considerado una extensión mejorada SIMPLE con un paso predictivo y dos pasos correctores. Es decir SIMPLE, con un paso corrector adicional que lo mejora [75, 187].

**Paso predictivo:** Las ecuación discretizada de momento<sup>17</sup> (3.57) se resuelve con un campo tentativo de presión  $p^*$  para lograr la componente de la velocidad  $u^*$ . Primer paso que coincide con el del algoritmo SIMPLE [75, 187].

**Paso corrector 1:** Como es de suponer este campo  $u^*$  no va satisfacer la ecuación de continuidad a no ser que el campo tentativo de presión  $p^*$  sea el correcto. Para solucionar dicho problema se resuelve la ecuación de corrección para la presión, obteniendo unas velocidades corregidas ( $u^{**}$ ) que si deben satisfacer la continuidad (primer paso corrector de SIMPLE). La ecuación resultante es la misma que la ecuación de corrección de velocidad (3.59) del SIMPLE, pero entonces el algoritmo PISO, introduce un paso corrector más. Como se ha visto resulta conveniente en este caso, utilizar un tipo de notación (doble estrella), que indique que se utilizará un paso corrector adicional y que es mostrada a continuación [75, 187]:

$$\begin{aligned} p^{**} &= p^* + p' \\ u^{**} &= u^* + u' \end{aligned}$$

La velocidad correcta será entonces  $u^{**}$  :

---

<sup>16</sup>La descripción teórica de este apartado, y de los algoritmos SIMPLE, SIMPLER y SIMPLEC se ha realizado utilizando el texto de los profesores H.K. Versteeg y W. Malalasekera, "An Introduction to Computational Fluid Dynamics: The Finite Volume Method" (Ed. Pearson, 2007, 2da edición) [187].

<sup>17</sup>Se recuerda que por simplicidad se expone el caso unidimensional.

$$u_{i,J}^{**} = u_{i,J}^* + d_{i,J} (p'_{I-1,J} - p'_{I,J}) \quad (3.73)$$

Que como en el caso de SIMPLE (3.73) es sustituida en la ecuación discretizada de continuidad (3.64) para producir la ecuación (3.67), que en el contexto PISO se conoce como primera ecuación de corrección de la presión. Una vez que este campo de corrección para la presión  $p'$  es resuelto,  $u^{**}$  se puede obtener haciendo uso nuevamente de la ecuación (3.73) [75, 187].

**Paso corrector 2:** PISO mejora el procedimiento del algoritmo SIMPLE mediante la inclusión de nuevo paso corrector, que permite obtener una nueva ecuación de corrección para la presión. Esto se logra substrayendo a la ecuación del momento para  $u^{**}$  [75, 187]:

$$a_{i,J} u_{i,J}^{**} = \sum a_{nb} u_{nb}^* + (p_{I-1,J}^{**} - p_{I,J}^{**}) A_{i,J} + b_{i,J} \quad (3.74)$$

Un nuevo campo de velocidad doblemente corregido,  $u^{***}$ :

$$a_{i,J} u_{i,J}^{***} = \sum a_{nb} u_{nb}^{**} + (p_{I-1,J}^{***} - p_{I,J}^{***}) A_{i,J} + b_{i,J} \quad (3.75)$$

Obteniendo:

$$u_{i,J}^{***} = u_{i,J}^{**} + \frac{\sum a_{nb} (u_{nb}^{**} - u_{nb}^*)}{a_{i,J}} + d_{i,J} (p''_{I-1,J} - p''_{I,J}) \quad (3.76)$$

expresión en la cual  $p''$  es la segunda corrección a la presión de tal forma que  $p^{***}$  se puede expresar como [187]:

$$p^{***} = p^{**} + p'' \quad (3.77)$$

$u^{***}$  se substituye entonces en la ecuación discretizada de continuidad 3.64 para obtener una segunda ecuación de corrección para la presión [187]:

$$a_{I,J} p''_{I,J} = a_{I+1,J} p''_{I+1,J} + a_{I-1,J} p''_{I-1,J} + b''_{I,J} \quad (3.78)$$

Como  $u^{**}$  satisface la continuidad en la derivación de esta ecuación 3.78, el término fuente :

$$[(\rho A u^{**})_{i,J} - (\rho A u^{**})_{i+1,J}]$$

se considera de valor cero [75, 187].

Se resuelve la ecuación 3.78, obteniendo la segunda corrección a la presión  $p''$ . El segundo campo corregido de presiones será entonces:

$$p^{***} = p^{**} + p'' = p^* + p' + p'' \quad (3.79)$$

Para concluir se obtiene el segundo campo corregido de velocidad a través de la ecuación 3.76 [187].

Como el algoritmo PISO resuelve la ecuación de corrección para la presión dos veces se hace necesario el empleo de un mayor almacenamiento y al igual que en el algoritmo SIMPLE, también se necesita de la sub-relajación de forma que el proceso iterativo se mantenga estable. A pesar de ambos requerimientos el algoritmo PISO ha demostrado ser rápido y eficiente [187].

**Comentarios sobre los algoritmos SIMPLE, SIMPLER, SIMPLEC y PISO** A pesar de que el algoritmo SIMPLE es relativamente sencillo y se ha empleado con éxito en la solución de muchos problemas de CFD, es un procedimiento que puede ser mejorado. La corrección a la presión  $p'$ , que permite corregir las velocidades de forma satisfactoria, no deja de ser débil para la obtención de la presión corregida. Como mejora, el procedimiento SIMPLER resuelve el campo correcto de presiones, empleando una ecuación, más eficiente, donde se tienen en cuenta los términos que se habían omitido en SIMPLE. Esto mejora la convergencia por lo que a pesar de que el número de cálculos en SIMPLER es un 30% mayor que en SIMPLE, el tiempo de computo se reduce en un 30-50% [195] [187]. SIMPLER se utiliza como algoritmo por defecto en un gran número de códigos comerciales [75]. Por otra parte SIMPLEC es una mejora de SIMPLE, en donde se acelera la convergencia utilizando factores de sub-relajación relativamente altos. Esta ventaja no es tan clara ante flujos turbulentos altamente complejos, así como con mallas muy irregulares donde ya no se puedan usar factores altos de sub-relajación [75]. PISO, como ya se ha visto introduce la doble corrección, lo cual lo hace adecuado para solucionar problemas no estacionarios, de forma especial cuando se utilizan pasos temporales relativamente altos [75]. Según hace constar [187] las comparaciones han demostrado que el rendimiento de cada algoritmo depende de las condiciones de flujo, el grado de acoplamiento entre la ecuación de momento y ecuaciones escalares (en la combustión de los flujos, por ejemplo, debido a la dependencia de la densidad local de la concentración y temperatura), el valor de la sub-relajación utilizada, y a veces incluso en los detalles de la técnica numérica utilizada para resolver las ecuaciones algebraicas [187]. En un comparación exhaustiva de PISO, SIMPLER y SIMPLEC para una variedad de problemas de flujo

estacionario [111] demostró que, para problemas en los que las ecuaciones de momento no están acopladas a una variable escalar, PISO mostró un comportamiento de convergencia más robusto requiriendo menos esfuerzo computacional que SIMPLE y SIMPLEC [187]. También se observó que cuando las variables escalares estaban estrechamente relacionados con las velocidades, PISO no tenía ventaja significativa sobre los otros métodos. Los métodos iterativos usando SIMPLER y SIMPLEC tienen características robustas de convergencia en problemas fuertemente acoplados, no pudiéndose determinar cuál es superior entre ambos [187].

### 3.3. Breve resumen del capítulo

En el presente capítulo se muestran las características fundamentales del problema a resolver en la investigación desde un punto de vista físico matemático. Se evidencia la necesidad de resolver las ecuaciones que describen el movimiento de fluido mediante algún método numérico, que en este caso es el método de volúmenes finitos (MVF). Por este motivo se exponen muy sucintamente algunos de sus fundamentos.

#### Notas sobre las principales fuentes utilizadas:

En la realización del mismo se han utilizado de forma esencial los trabajos de tesis de Jasak, (1996) [112] Rusche, (2002) [165] y Juretic, (2005) [115]. En cuanto a los textos como ya se ha señalado el de los profesores H.K. Versteeg y W. Malalasekera, “An Introduction to Computational Fluid Dynamics: The Finite Volume Method” (Ed. Pearson, 2007, 2da edición) [187], la claridad de sus explicaciones y la nomenclatura lo hacen material imprescindible a si se quiere describir el MVF, y muchos de sus aspectos de una forma coherente, aunque evidentemente existen trabajos clásicos, como [76] y otros. No se debe dejar de mencionar el mejor texto encontrado en idioma español escrito por el profesor Fernández Oro, (2012), sin el mismo hubiera sido muy difícil, comprender con mayor profundidad alguno de los fundamentos del MVF.



## Capítulo 4

# Toma de Datos y Modelización Geométrica

PARA realizar las simulaciones es necesario disponer de herramientas que permitan tanto tomar los datos como transformar éstos en una información válida.

En este capítulo se presentan las técnicas utilizadas para recopilar los datos, que son en este caso la ecografía Doppler y el angio-TC y posteriormente las herramientas utilizadas para procesar y transformar esos datos, en especial la obtención de la geometría y la definición de las condiciones de contorno en la misma.

### 4.1. Ecografía Doppler

El efecto Doppler propuesto por Christian Andreas Doppler en 1842 y que lleva su nombre, describe como la frecuencia de onda que percibe un observador está influenciada por el movimiento relativo entre él y el emisor de la onda [61, 142]. De manera muy simple podemos decir que cuando la fuente de emisión del sonido<sup>1</sup> y el receptor se acercan entre sí, la frecuencia del sonido percibida por el receptor es de un valor mayor que si estuviesen en reposo relativo, en caso contrario, si se alejaban entre sí, la frecuencia percibida por el receptor sería menor. Un siglo después, en 1950, se aplica dicho efecto a la ultrasonografía, con la aparición de un instrumento de

---

<sup>1</sup>Son las ondas de interés en la investigación. Ejemplos de otros tipos de ondas: electromagnéticas y sísmicas.

ultrasonido<sup>2</sup> Doppler capaz de registrar movimientos de las válvulas cardíacas y en 1964, son detectados los latidos cardíacos de un feto, como muestra de su utilidad en la obstetricia [61].

El ecógrafo Doppler, es un equipo capaz de emitir y captar ultrasonidos mediante el empleo de transductores que basan su funcionamiento en las propiedades piezoeléctricas de diferentes materiales<sup>3</sup> [64]. Este equipo puede relacionar los cambios de frecuencias registrados con las velocidades de algún fluido o medio dentro del organismo, haciendo posible, por ejemplo, estimar la velocidad de la sangre que circula por una arteria [61]. El ecógrafo Doppler puede representar el cambio de frecuencias recibidas de forma audible, con un sonido de frecuencias variables correspondientes al cambio producido en las mismas; de forma espectral, con trazos en función del tiempo de diferente altura o mediante colores, en la cual de forma convencional se utilizan la gama de colores rojos para un flujo que se acerca al receptor y la de los azules si el flujo se aleja [61, 64]. Aunque la ecuación que relaciona el cambio de frecuencias registrado por un ecógrafo Doppler, con la velocidad del flujo sanguíneo en un vaso subyace en el mismo principio de funcionamiento del equipo, planteando que este cambio es directamente proporcional al producto de la velocidad de la sangre por la frecuencia del ultrasonido emitido y el coseno del ángulo de insonación;<sup>4</sup> su simple solución no implica una correcta operativa, pues además son requisitos indispensables conocimientos de otros factores relacionados con la física e instrumentación, como la selección correcta del ángulo de insonación, la frecuencia de repetición de pulsos, el control del aliasing, el manejo de filtros, ganancias, velocidad de barrido, volumen de la muestra, etc [61, 64].

#### 4.1.1. Uso de la ecografía Doppler

En el trabajo de investigación fue utilizada la ecografía Doppler para obtener velocidades, dimensiones, características del flujo, imágenes fotográficas y visualización directa de la zona de estudio. Las velocidades obtenidas mediante la ecografía permiten establecer las condiciones en

---

<sup>2</sup>Frecuencias por encima del umbral de audición del oído humano, aproximadamente mayores que 20 KHz.

<sup>3</sup>Por ejemplo cristales de cuarzo.

<sup>4</sup>La fórmula en cuestión es:  $f_e - f_r = 2V f_e \cos \alpha / C$ , donde ,  $f_e$  y  $f_r$  son las frecuencias emitidas y recibidas por el transductor,  $V$  es la velocidad de la sangre,  $\alpha$  es el ángulo de insonación y  $C$  es la velocidad del sonido en el medio [61].

el contorno de los modelos y realizar posteriores comparativas con los resultados de las simulaciones. Las dimensiones permiten encontrar distancias relativas, por ejemplo la distancia a una bifurcación; así como también obtener diámetros en diferentes secciones de las arterias, para su posterior comparación con los que obtenidos a partir del angio-TC. Las características del flujo, imágenes fotográficas y la visualización directa contribuyen a tener una idea más completa del fenómeno y a la discusión de resultados.

En la utilización de la ecografía Doppler, como ya se comentó en la introducción de la tesis, capítulo 1, fue de gran utilidad el trabajo de Holdsworth et al., (1999) [100], donde los autores caracterizan el flujo sanguíneo en la arteria carótida común (ACC) valiéndose fundamentalmente de la ecografía Doppler pulsada. En su trabajo fueron obtenidas curvas de velocidades a lo largo de un ciclo cardíaco, obtenidas en diferentes zonas centrales de la luz arterial de la arteria carótida. Estas de curvas de velocidades que en [100], son llamadas  $V_{peak}$ , se utilizaron para definir las condiciones de contorno en la entrada de la arteria carótida común (ACC) y en las salidas de nuestros modelos, situados en la arteria carótida interna (ACI) o en la arteria carótida externa (ACE). También permitieron efectuar validaciones mediante comparativas con los resultados obtenidos en las simulaciones numéricas.

Para obtener estas curvas de velocidades a utilizar en la obtención de un perfil de velocidades del tipo Womersley,<sup>5</sup> válido como condición de contorno de los modelos [100], es necesario contar con los espectros de velocidades resultados de la ecografía Doppler, la curva envolvente de dicho espectro de velocidades Doppler representará la curva de velocidades máximas para cada instante en el volumen de interés analizado [64, 100]. Con el objetivo de recopilar estos espectros se dividió la arteria carótida en secciones separadas aproximadamente 12,5 mm una de otra. En el esquema de la figura 4.1, se observan las zonas donde fueron tomados estos datos.

---

<sup>5</sup>La implementación en OpenFOAM® de este perfil, a partir de una curva de velocidad en el eje central de una rama de la arteria carótida, es descrita en el capítulo 5.

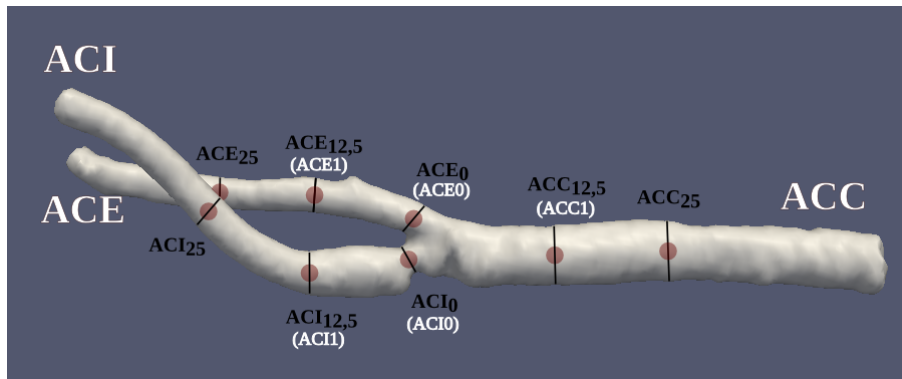


Figura 4.1: Secciones y zonas (representados con círculos rojos) donde se obtuvieron los espectros de velocidades mediante la ecografía Doppler. Las secciones se encuentran separadas aproximadamente a 12,5 mm una de la otra.

En esta figura, 4.1, se aprecian dos nomenclaturas, una en letra negra que fue como se definió en su forma original y que hace referencia a las distancias aproximadas en milímetros tomando como referencia el arco carotídeo; y otra en letra blanca entre paréntesis, que fue la nomenclatura utilizada posteriormente cuando ya estábamos familiarizados con las zonas donde se tomaban los datos. Resultó más cómoda y compacta para el trabajo posterior.

Una vez localizadas dichas zonas<sup>6</sup> se obtienen los espectros de velocidades, que son guardados en la ficha del paciente. Como ya se ha explicado la curva envolvente de dichos espectros representarán los valores de máxima velocidad en las zonas centrales de la luz arterial de las diferentes secciones estudiadas. En el trabajo se utilizó un ecógrafo Doppler Siemens Acuson. Transductor lineal 7 MHz.

## 4.2. Angio-TC

La tomografía computarizada (TC), es una técnica para obtener imágenes en medicina donde se combinan el uso de los rayos X con el análisis computarizado de las imágenes de las secciones o cortes obtenidos [39]. Los haces de rayos X son emitidos por un dispositivo que rota alrededor del objeto

<sup>6</sup>Muchas veces, la toma de datos en esas zonas es complicada y solo la pericia del técnico permite su obtención.

anatómico del paciente que se esté analizando, y se obtienen imágenes o tomas de cada una de las proyecciones efectuadas desde diferentes ángulos, un mayor número de tomas influye en una mejor resolución del objeto reconstruido mediante ordenador. Durante las tomas y giros del tubo y el detector respecto al paciente, se realiza también un movimiento longitudinal, que permite ir cubriendo toda la zona de estudio. Estas imágenes son procesadas mediante ordenador, que con un algoritmo de reconstrucción es capaz de crear una imagen tridimensional de la región [149]. A mayor número de filas de detectores y mayor velocidad de giro del tubo de rayos X se puede cubrir un mayor volumen corporal en menor tiempo con una mejor resolución espacial y temporal [19]. Una resolución espacial alta es indispensable para poder analizar las arterias de fino calibre, como por ejemplo las coronarias. La resolución temporal, que se corresponde con tiempo necesario para adquirir una imagen, es fundamental para poder evaluar las arterias con la menor influencia de movimientos externos [19]. Los equipos multicortes de 64 canales pueden obtener el volumen de información en aproximadamente 8-12 segundos, esto permite en determinados casos, hacer el estudio en una sola apnea evitando el efecto indeseado en este caso, que produce el movimiento respiratorio. En estudios complejos, donde hay influencia del movimiento, por ejemplo el corazón, y las arterias son finas y de curso tortuoso como las coronarias, se logran imágenes con una resolución espacial de  $0,4 \times 0,4 \times 0,4$  mm aproximadamente en 165 mseg [19, 148]. La resolución de las imágenes en el presente trabajo de tesis, fue de aproximadamente  $0,45 \times 0,45 \times 0,45$  mm.

La angiografía por tomografía computarizada, angiotomografía o angio-TC, es un tipo de tomografía computarizada, que se realiza con el objetivo de visualizar vasos circulatorios en el organismo, como el nombre de la técnica indica, se entiende como una combinación de la TC, con alguna técnica angiográfica [22, 149]. Esta técnica no substituye en general a la angiografía convencional ni a la ecocardiografía, pero si puede ser un complemento y en determinados casos si substituye a las técnicas convencionales, sobre todo cuando no se puede definir muy bien desde el punto de vista anatómico la patología subyacente o cuando por ejemplo la angiografía resulta ser muy invasiva para el paciente. Es usada también en aquellos casos en que se requieran determinados detalles que la angiografía convencional no pueda aportar [149].

En la realización de un angio-TC, se emplea una aguja pequeña o canúla intravenosa con la cual se inyecta un medio de contraste a alta velocidad, usando un vaso periférico, como punto de entrada. El seguimiento de este bolo

hasta la zona de interés, se realiza empleando alguna técnica de seguimiento. A pesar de que se utiliza un medio de contraste inyectado, se puede afirmar que es una técnica menos invasiva e incómoda para el paciente, que la angiografía convencional, técnica en la cual para introducir el contraste, se coloca un catéter de importante calibre dentro de una gran arteria o vena. Por todas estas ventajas el angio -TC, se ha convertido en una técnica muy utilizada en el estudio y análisis arterial, demostrando un alto valor predictivo en la detección de las enfermedades arteriales por causas obstructivas, por ejemplo en las coronarias [149]. En este sentido se debe señalar que todo el potencial de esta tecnología fue utilizado principalmente, en el presente trabajo de tesis para la reproducción de las geometrías de las arterias carótidas.

#### 4.2.1. Uso del angio-TC

El uso del angio-TC en la investigación, fue el de obtener el conjunto de imágenes DICOM, a procesar posteriormente, con vista a obtener la geometría de la arteria carótida del paciente. Se usó un equipo TAC Siemens Somaton Definition AS de 20 Coronas. En la figura 4.2 se observa una imagen de la arteria carótida obtenida con el programa ITK-SNAP [6], a partir de los archivos DICOM resultados del angio-TC.

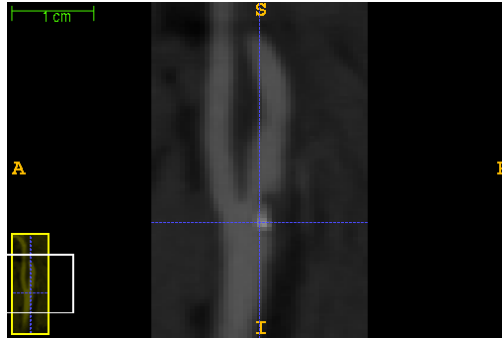


Figura 4.2: Angio-TC. Imagen de una vista sagital de carótida en escala de grises. La resolución espacial es de 0,45 mm.

## Resumen del uso de la ecografía Doppler y del angio-TC

Los datos necesarios para realizar la simulación numérica son la geometría del segmento arterial y las velocidades en la frontera de dicho segmento. La geometría se puede extraer a partir del angio-TC o del angio-RM que habitualmente se realiza al paciente, los datos de velocidad en la frontera se pueden obtener de la ecografía Doppler o de la angio-RM.

### 4.3. *vmtk*

Es claro que la geometría vascular es un factor determinante en la hemodinámica, y por tanto en el origen y desarrollo de la enfermedad vascular, a través de la acción de las fuerzas ejercidas por la sangre sobre la pared arterial [154, 155].

Hoy es posible contar con una gran cantidad de datos sobre la morfología 3D de la vasculatura, in vivo, a partir del desarrollo de dispositivos para la obtención de imágenes médicas, como por ejemplo la tomografía computarizada y la resonancia magnética. Estos datos pueden ser utilizados con fines diagnósticos y pronósticos de diferentes enfermedades [144, 155, 176].

Aún así, un análisis cuantitativo de la relación entre la geometría vascular y la fisiopatología arterial se hace difícil debido a la gran variabilidad de propiedades anatómicas, por un lado, y de otro por la dificultad objetiva de transformar estas imágenes de forma robusta en una geometría tridimensional [155].

Para poder utilizar las técnicas de la dinámica de fluidos computacional es muy importante poder reproducir lo más exactamente posible las geometrías de las arterias, en este caso las carótidas. Con este fin se ha utilizado la herramienta de libre distribución: The Vascular Modeling Toolkit (*vmtk*) [16].

*Vmtk* es una colección de librerías y herramientas para la reconstrucción en 3D, el análisis geométrico, generación de la malla y otras aplicaciones, basada en el procesamiento de las imágenes de los vasos sanguíneos [16].

Es un software de libre distribución que se puede encontrar en los repositorios de distribuciones Linux como Debian y Ubuntu. *vmtk* está compuesto por algoritmos implementados con C++, como el VTK y *itk*, y códigos específicos como el Python. El trabajo con este software se realiza mediante la ejecución de órdenes en un terminal, las cuales se corresponde con los diferentes módulos del proyecto. La metodología para usarlos se puede

encontrar en su sitio web [16] y complementar su comprensión con diferentes trabajos de Antiga [33–38, 155] y su tesis doctoral [39].

Lorente (2011) [135] obtiene diferentes geometrías arteriales, utilizando el programa *vmtk* a partir de imágenes resultados de angio-TC. En su trabajo hace una descripción detallada del proyecto *vmtk* y su utilización. Su trabajo [135], junto con la información del sitio web [16] sirve de guía en la descripción de los siguientes módulos de la librería *vmtk*.

**Módulos de visualización** Los módulos de visualización crean una ventana donde se ven las imágenes y los volúmenes extraídos junto con todas aquellas características producidas en ellos. Se utilizan cuando es necesario visualizar resultados o verificar que el trabajo se está haciendo correctamente, por lo tanto no hay un orden determinado de su uso. En cualquier momento se puede añadir un módulo de visualización y no implica ningún cambio en el procedimiento que se esté realizando. Los módulos más importantes son: el *vmtkimageviewer*, el *vmtksurfaceviewer*, el *vmtkcenterlineviewer*, y el *vmtkrender* [135].

**Módulo *vmtkimageviewer*** El módulo *vmtkimageviewer* permite visualizar imágenes en 3D a partir del formato VTI. Este formato es en el que se transforma el formato DICOM para poder utilizar las imágenes con la técnica *vmtk* [16, 135]. En la práctica se combinó el uso de este módulo con el uso del ParaView, ver 6.

**Módulo *vmtksurfaceviewer*** El módulo *vmtksurfaceviewer* permite visualizar imágenes con el formato vtp, que corresponden a imágenes donde hay una superficie de un volumen escogido [16, 135].

**Módulo *vmtkcenterlineviewer*** El módulo *vmtkcenterlineviewer* permite visualizar imágenes con el formato VTP, que se basan en partes internas del volumen escogido [16, 135].

**Módulo *vmtkmeshviewer*** El módulo *vmtkmeshviewer* permite visualizar el entramado de la superficie del volumen en formato stl. Dentro de sus argumentos de entrada que puede mostrar, es importante el argumento *array* ya que identifica la muestra [16, 135].



**Módulo *vmtkrenderer*** El módulo *vmtkrenderer* permite visualizar más de un resultado en una misma ventana. En este módulo no hay argumentos que caractericen la muestra, ya que es complementario a los otros visualizadores. Por tanto, sólo se puede utilizar si ya se usa otro [16, 135].

### Reproducción de imágenes 3D

La reproducción de imágenes 3D es el principio de todo procedimiento. En esta parte, las imágenes se leen de un directorio común donde se encuentran todas en formato DICOM. Sólo es necesario nombrar la primera de las imágenes y automáticamente se leen todas [16, 135].

**Módulo *vtmkimagereader*** Este módulo lee una imagen y sus consecutivas, todas en formato DICOM (DCM), y las almacena en un argumento de tipo *vtkImageData*. Este objeto hace referencia a los datos de imagen, las cuales pasarán a un argumento de tipo *vtkPolyData* una vez procesada como superficie de un volumen [16, 135].

**Módulo *vtmimagevoiselector*** Con este módulo es posible la elección de una parte de la imagen en 3D, conocido como VOI.<sup>7</sup> Su función es muy importante ya que da la opción de escoger la parte donde se encuentra el volumen de interés que se quiere extraer. Para elegir la región utiliza la tecla “i” arrastra el cubo que aparece en la ventana. Una vez elegido, se acepta con la tecla “e”. En este caso, se abre el archivo anterior y se vuelve a guardar con el mismo formato, ya que aún no se ha extraído el volumen [16, 135].

### Selección y extracción de un segmento vascular con ramas

Los módulos siguientes se utilizan para elegir el volumen deseado y poder separarlo de la imagen 3D inicial como superficie.

**Módulo *vtmklevelsetsegmentation*** Este módulo permite aislar, del volumen previamente seleccionado con el módulo *vtmimagevoiselector*, el contorno objeto de estudio, en este caso la paret arterial de las carótidas y los colaterales de interés. El procedimiento de segmentación según

---

<sup>7</sup>Del inglés volume of interest.

está implementado en *vmtk*, le indica al usuario que elija alguno de los siguientes tipos de inicialización: Frentes de choque, Marcha rápida, Umbral e Isosuperficie [16, 135].

**Frentes de choque (collinding fronts):**<sup>8</sup> se eligen dos puntos, uno como origen y otro de destino, la dirección del camino estará relacionado de forma directa con la intensidad de la imagen. La región entre los dos frentes será el modelo deformable inicial. Este tipo de inicialización es muy eficaz cuando es necesario inicializar un tramo arterial [16, 135]. Es el método de inicialización usado en esta investigación.

**La Marcha rápida:** es un procedimiento parecido al anterior, colocando un conjunto de puntos iniciales en la imagen y otro conjunto de puntos objetivos. Este tipo de inicialización es eficaz cuando se quieren segmentar objetos redondos tales como aneurismas. Por ejemplo, simplemente colocando un punto inicial en el centro y un punto objetivo en la pared [16, 135].

**Umbrales:** Con este tipo de inicialización, los píxeles comprendidos dentro de los dos umbrales especificados serán seleccionados como el conjunto de nivel inicial.

**Isosuperficie:** Con este tipo de inicialización, conjuntos de nivel inicial corresponderá a una isosuperficie de la imagen con una precisión de sub-píxeles.

Umbrales y isosuperficie son métodos que se basan en los píxeles y subpíxeles entre dos umbrales, sin embargo el volumen deseado no aparece tan bien como con frentes de choque.

Una vez realizado el proceso de inicialización, *vmtk* permite controlar la deformación del conjunto de nivel seleccionado, mediante los valores que se les da a los siguientes parámetros: número de iteraciones, escala de propagación, escala de curvatura, y escala de advección. Número de iteraciones se corresponde al número de pasos que ejecutará el módulo para que la superficie del volumen se vea más o menos definida, el valor por defecto es 300. La escala de propagación corresponde al peso que se le quiere dar a la inflación del modelo, el número por defecto es el 0. La escala de curvatura es el peso que se le asigna a la regularidad de la superficie del modelo, este parámetro es 0 por defecto. La escala de advección regula la forma de las crestas. El número predeterminado es el 1 [135]. Cada vez que se abre la ventana de visualización o se realiza alguna acción dentro de ella, se debe pulsar la tecla “e” para finalizar.

---

<sup>8</sup>Inicialización que mejor resultados brindó en la elaboración de los modelos.

**Módulo *vmtkmarchingcubes*** Al terminar el proceso de segmentación se continúa teniendo un archivo de salida con el formato *vti*. Si a este archivo se le aplica el algoritmo *marchingcube* se obtiene una superficie poligonal, con formato de salida *vtp*.

## Preparando la superficie para generar la malla

Vmtk cuenta con un grupo de herramientas que permiten procesar las superficies preparándolas para la obtención de una malla computacional, que será usada posteriormente en las simulaciones numéricas. Se describirán a continuación algunas de las más usadas.

***vmtksurfacesmoothing*** Esta instrucción permite controlar la suavidad de la superficie, mediante dos parámetros, uno es el pasabanda y el otro son las iteraciones. Cuanto menor sea el valor del pasabanda, más suave será la superficie. Por otro parte, con un valor grande de iteraciones, más pasos hará el módulo y más definida se verá la superficie.

***vmtksurfaceclipper*** Este módulo permite abrir las entradas y salidas de los modelos, ya que en la mayoría de los casos la superficie obtenida mediante la segmentación se encuentra cerrada. Para escoger las partes a abrir, se clicá la tecla “i” y aparece un cubo. Se arrastra y se mueve hasta la posición adecuada y se pulsa la tecla espacio para cortar. Así tantas veces como partes se quieran abrir. El paquete *vmtk*, también permite que esta apertura se realice de forma automática, sin interacción 3D. Otra manera de cortar la superficie es con la herramienta externa *ParaView*, fue el método elegido en la investigación, por ser mucho más amigable el entorno y además por permitir un mayor grado de precisión en el corte.

***vmtkflowextensions*** Las extensiones son importantes para garantizar que el flujo de entrada y salida del dominio computacional está totalmente desarrollado, de forma que las condiciones establecidas en la frontera no estén forzando las soluciones en el vaso real. Adicionar extensiones en las entradas y las salidas es un problema típico en el modelado CFD. *vmtk* cuenta con un script, que permite realizar este proceso de forma automática. El mismo se regula con los argumentos: *adaptivelength*, *extensionratio*, *normalestimationratio* e *interactive*.

El argumento `adaptivelength` es un indicador booleano que permite computar la longitud de cada extensión manteniendo la proporcionalidad con el radio medio de la rama arterial. El factor de proporcionalidad que se establece a través de `extensionratio`. El argumento `normalestimationratio` controla hasta qué punto el algoritmo busca, para el cálculo de la orientación de la extensión, la línea central. El argumento `interactive` y su valor, permitirá al usuario especificar si las extensiones se realizarán de forma automática en las zonas abiertas de la superficie o si estas se realizarán de forma manual, según las regiones escogidas por el usuario [16, 135].

#### 4.3.1. Utilización del *vmtk*

Se han descrito previamente algunas de las características esenciales de la librería *vmtk* mencionándose algunas de las herramientas suministradas con este paquete, las cuales posibilitan el trabajo de obtención de la geometría y su preparación para efectuar el mallado. El programa cuenta con muchas opciones no comentadas en este trabajo, y que por no ser usadas en la investigación no han sido mencionadas.

Para lograr resultados satisfactorios con el uso de estas herramientas, y poder establecer un método de trabajo, es necesario realizar muchas pruebas y experimentos numéricos con cada arteria a reproducir. Algunos de los experimentos realizados se pueden encontrar en los apéndices del presente trabajo de tesis. A continuación se muestra a modo de ejemplo el uso de esta librería en el proceso de segmentación de una arteria carótida. Se hace incapié en la obtención del `voi` (`vmtkimagevoiselector`) y en la segmentación (`vmtklevelsetsegmentation`) por considerarse las herramientas fundamentales en la obtención de la geometría inicial.

#### Obtención del volumen de interés (VOI)

En la obtención de VOI lo más importante es que quede bien escogida y reducida la zona de interés. En general esta parte del proceso de obtención de la geometría no presenta grandes dificultades y con un poco de práctica se puede lograr con facilidad.

Lo primero que se debe realizar es situarse en el directorio donde se encuentran el grupo de imágenes con formato DICOM, en este caso la primera imagen de la serie tiene por nombre 730,<sup>9</sup> y se ejecuta la orden en terminal:

---

<sup>9</sup>Puede estar nombrada de otra forma y puede comenzar con otro número.

```
vmtk vmtkimagevoiselector -ifile 730 -ofile voi.vti
```

En el terminal aparece la siguiente salida:

```
Executing vmtkimagevoiselector -ifile 730 -ofile voi.vti
Creating vmtkImageVOISelector instance.
Automatic piping vmtkimagevoiselector
Parsing options vmtkimagevoiselector
ImageInputFileName = 730
ImageOutputFileName = voi.vti
Explicit piping vmtkimagevoiselector
Input vmtkimagevoiselector members:
Id = 0
Disabled = 0
Image = None
ImageInputFileName = 730
Interactive = 1
BoxBounds = [0.0, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0]
vmtkRenderer = None
ImageOutputFileName = voi.vti
Spacing (0.384765625, 0.384765625, 0.399993896484375)
Origin (98.3076171875, 236.8076171875, 257.5)
Dimensions (512, 512, 728)
Executing vmtkimagevoiselector ...
```

En la zona gráfica, se observa una imagen, figura 4.3, en la cual se pueden mover los planos, hasta obtener la ubicación de la carótida. Las primeras veces resulta un proceso laborioso, siendo aconsejable utilizar como ayuda, la referencia a alguna estructura osea de fácil localización, como pueden ser la dentadura o columna del paciente.

Se pulsa la letra “i” y se observa un cubo transparente, figura 4.4. Con ayuda de este cubo se va reduciendo gradualmente la zona de interés hasta ir dejando la carótida lo más aislada posible, figura 4.5.

Una vez se ha determinado la zona se presiona la letra “e” y solo queda la parte seleccionada. En la pantalla se obtiene la carótida, figura 4.6.

y en el terminal se tiene la siguiente salida:

```
Done executing vmtkimagevoiselector.
Writing VTK XML image file.
```

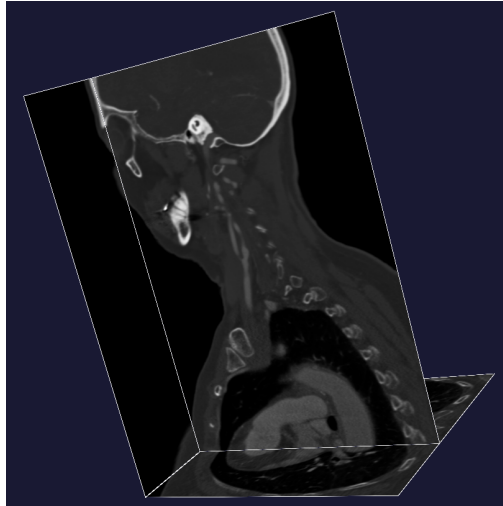


Figura 4.3: Volumen contenido en la información de las imágenes DICOM. Los tres planos se pueden mover hasta encontrar la carótida de interés. Se observa con claridad la carótida izquierda.

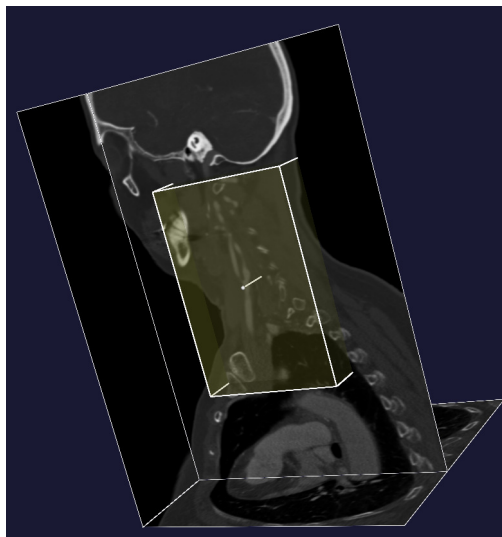


Figura 4.4: Se observa un cubo transparente que se puede mover y reducir hasta acotar la zona donde se encuentra la carótida.

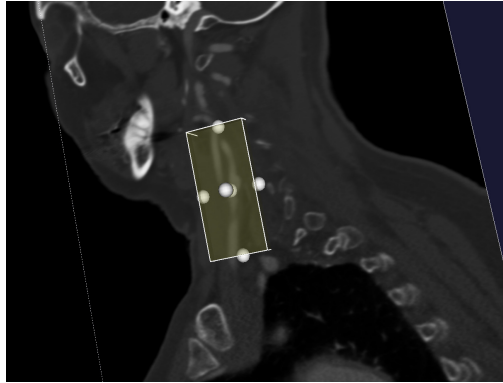


Figura 4.5: Volumen de la zona de interés.

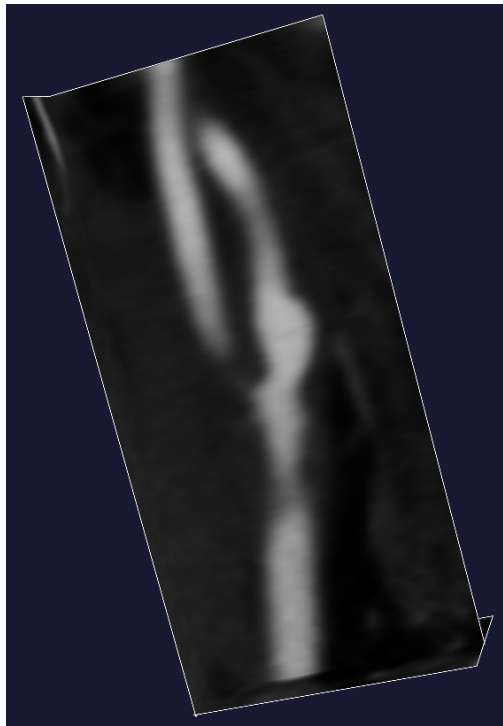


Figura 4.6: Imagen de carótida aislada.

Output `vmtkimagevoiselector` members:

Id = 0 Image = `vtkImageData`

**Problemas en la obtención del VOI** En general obtener el volumen de interés no ofrece grandes dificultades, una vez se tiene cierta práctica, como se ha visto anteriormente. No obstante es bueno señalar algunos detalles que pueden pasar desapercibidos, como no seleccionar bien la carpeta donde se encuentran el conjunto de imágenes DICOM. No todos los datos que ofrece el hospital se encuentra distribuidos en carpetas, que se puedan identificar con claridad, por lo que es bueno realizar una inspección previa, sobre todo de aquellas carpetas que tienen volúmenes de imágenes parecidas. También es importante seleccionar la carótida correcta, equivocarse de carótida, resulta ser habitual, pues el paciente tiene generalmente la otra carótida afectada, por lo cual la percepción de una estenosis no es el indicador adecuado y único, sino que es necesario tomar como referencia alguna estructura como por ejemplo la dentadura del paciente.

**Conclusiones en cuanto a la obtención del voi:** El procedimiento para obtener el voi no tiene conflictos, por lo cual se estableció como el método de trabajo.

### Segmentación

Si existe un punto importante a la hora de obtener una reproducción de la arteria es el proceso de segmentación de la carótida. Por lo cual se realizan una serie de experimentos para ver cuan sensible es la calidad de superficie obtenida a los cambios en los diferentes métodos de inicialización empleados. Después de varias pruebas se desecharon con facilidad, las inicializaciones isosuperficie y marcha rápida. Pasando a realizar pruebas y valoraciones de las inicializaciones con umbrales y frentes de choques (*colliding fronts*), siendo este último el elegido para la reproducción de las geometrías utilizadas en el presente trabajo.

Se muestra a continuación el trabajo de una segmentación que utiliza la inicialización “umbrales” y se señalan algunos de los problemas que tienen en la reproducción de nuestros modelos. Es bueno señalar que es un método aceptable cuando se quieren tener geometrías de forma rápida, cuando no hay muchas zonas con valores de grises fuera de los umbrales establecidos y no hay muchas ramificaciones. En los apéndices se encuentra una descripción más amplia del método de elección (*colliding fronts*).



**Obtención de la carótida con umbrales** Primero realizamos un experimento simplemente con umbrales. Para esto nos colocamos en un directorio, el fichero vti, obtenido previamente, voi.vti. Entonces ejecutamos la orden en terminal:

```
vmtk vmtklevelsetsegmentation -ifile voi.vti -ofile  
levelsetumbrales180_500.vti10
```

En el terminal se obtiene la siguiente salida:

```
Executing vmtklevelsetsegmentation -ifile voi.vti -ofile  
levelsetumbrales180_500.vti  
Creating vmtkLevelSetSegmentation instance.  
Automatic piping vmtklevelsetsegmentation  
Parsing options vmtklevelsetsegmentation  
ImageInputFileName = voi.vti  
LevelSetsOutputFileName = levelsetumbrales180_500.vti  
Explicit piping vmtklevelsetsegmentation  
Input vmtklevelsetsegmentation members:  
Id = 0  
Disabled = 0  
Image = None  
ImageInputFileName = voi.vti  
FeatureImage = None  
FeatureImageInputFileName =  
InitializationImage = None  
InitializationImageInputFileName =  
InitialLevelSets = None  
InitialLevelSetsInputFileName =  
LevelSets = None  
LevelSetsInputFileName =  
LevelSetsType = geodesic  
FeatureImageType = gradient  
SigmoidRemapping = 0  
IsoSurfaceValue = 0.0  
DerivativeSigma = 0.0  
FeatureDerivativeSigma = 0.0
```

---

<sup>10</sup>En este caso el nombre del fichero de salida indica que se ha aplicado el método de umbrales para inicializar la segmentación y además que los límites inferior y superior son 180 y 500 respectivamente. El usuario puede elegir otro nombre para el archivo de salida.

```

UpwindFactor = 1.0
FWHMRadius = [1.0, 1.0, 1.0]
FWHMBackgroundValue = 0.0
NumberOfIterations = 0
PropagationScaling = 0.0
CurvatureScaling = 0.0
AdvectionScaling = 1.0
EdgeWeight = 0.0
SmoothingIterations = 5
SmoothingTimeStep = 0.1
SmoothingConductance = 0.8
vmtkRenderer = None
LevelSetsOutputFileName = levelsetumbrales180_500.vti
FeatureImageOutputFileName =
Reading VTK XML image file.
Spacing (0.384765625, 0.384765625, 0.39999389648)
Origin (98.307617188, 236.80761719, 257.5)
Dimensions (38, 74, 155)

```

En la zona de visualización de la imagen 3D, se observa la imagen del vti, que se había obtenido anteriormente, figura 4.6. Se continúa pulsando la tecla “e” previa colocación del cursor en la la ventana de la imagen y en el terminal tenemos la siguiente salida:<sup>11</sup>

```

Please choose initialization type: (0: colliding fronts; 1: fast
marching; 2: threshold; 3: isosurface, 4: seed): 212
Threshold initialization.
Please input lower threshold ('i' to activate image, 'n' for none):
18013
Please input upper threshold ('i' to activate image, 'n' for none):
50014
Displaying.

```

---

<sup>11</sup>Una de las formas que emplea el *vmtk* para el proceso interactivo imagen-terminal. En lo adelante se escribirá de forma abreviada: “e” salida en terminal:

<sup>12</sup>Se elige la opción número 2, umbrales.

<sup>13</sup>Umbral inferior.

<sup>14</sup>Umbral superior.

En la ventana, figura 4.7, se puede visualizar toda la región que queda dentro de los umbrales seleccionados. Si se realiza un corte transversal y se desliza el cursor se se pueden observar claramente tres zonas con diferentes valores de gris,<sup>15</sup> figuras 4.8, 4.9 y 4.10.

```
“e” salida en terminal:
Accept initialization? (y/n): y
Displaying.
“e” salida en terminal:
Initialize another branch? (y/n): n
Please input parameters (type return to accept current values, 'e'
to end, 'q' to quit):
NumberOfIterations(0)[PropagationScaling(0.0)CurvatureScaling(0.0)
AdvectionScaling(1.0)]: 300 0 0 1
Progress: 100%
Displaying.
```

Después de este proceso iterativo las superficies anteriores, se visualizan de una forma mucho clara y delimitadas, como muestran las figuras 4.11, 4.12, 4.13, donde podemos observar nuevamente las tres zonas con diferentes niveles de grises.

```
“e” salida en terminal:
Accept result? (y/n): y
Merge branch? (y/n): y
Displaying.
“e” salida en terminal:
Segment another branch? (y/n): n
Done executing vmtnlevelsetsegmentation.
Writing VTK XML image file.
Output vmtnlevelsetsegmentation members:
Id = 0
LevelSets = vtkImageData
FeatureImage = vtkImageData
```

Y finalmente se crea el fichero el fichero `levelsetumbrales180_500.vti`, figura 4.14.

---

<sup>15</sup>Este valor es el cuarto número, de los que se lista en el borde inferior izquierdo. Los tres primeros son las coordenadas del punto seleccionado.

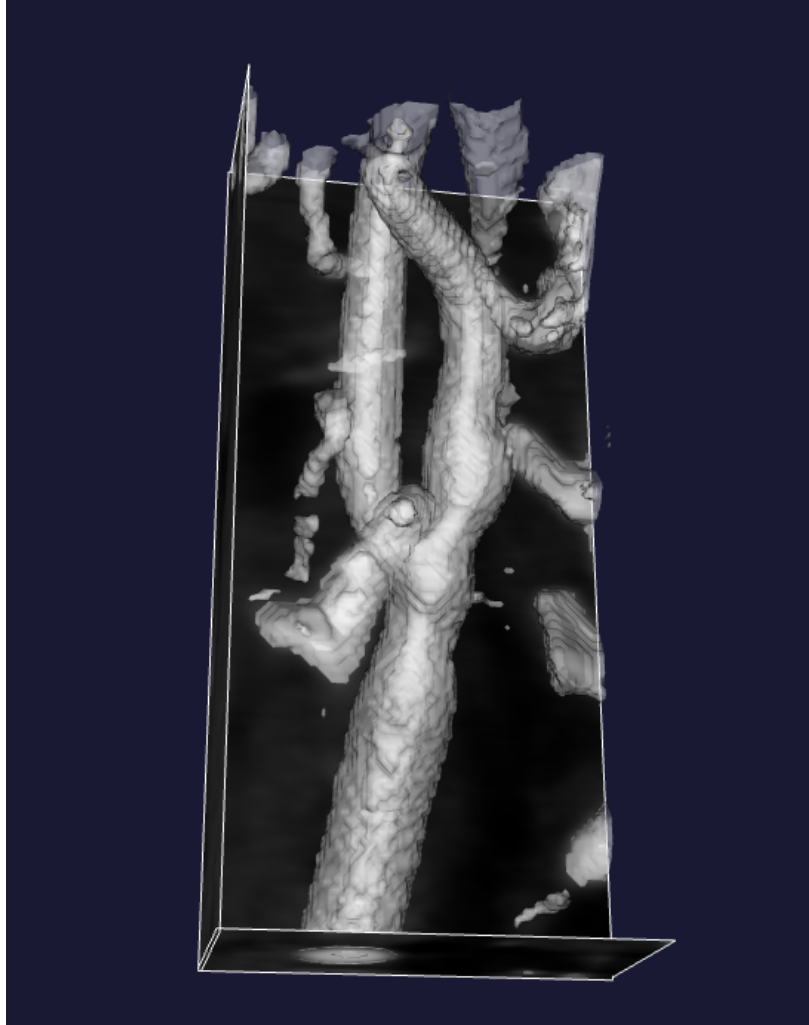


Figura 4.7: Región comprendida entre los umbrales 180 y 500.

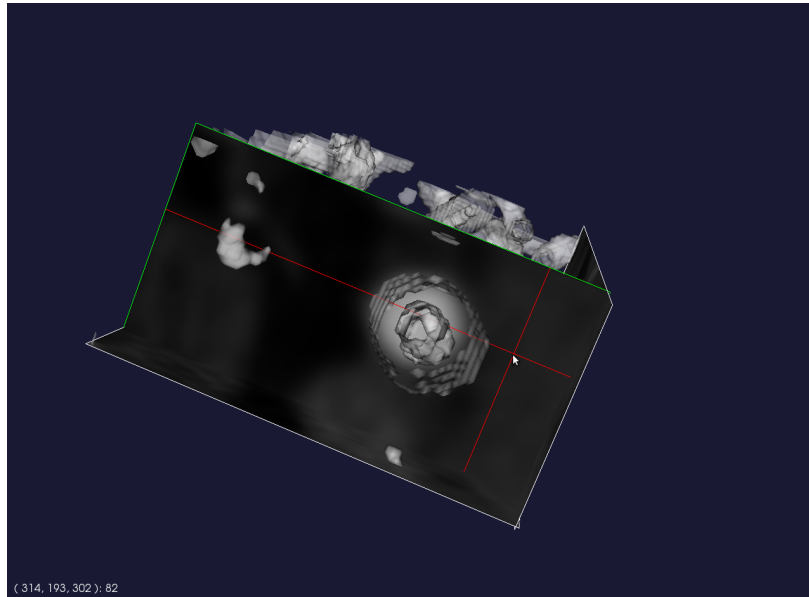


Figura 4.8: Corte transversal. La posición del cursor indica zona con valor de gris inferior a 180.

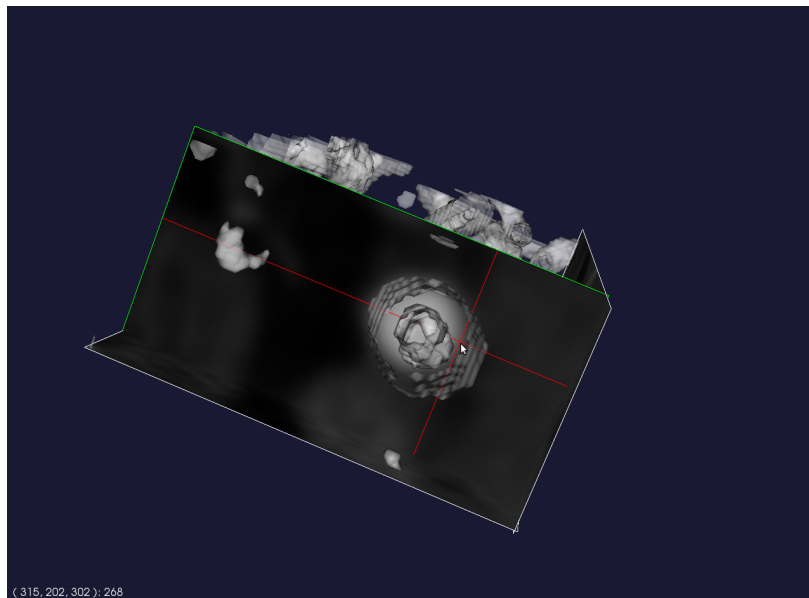


Figura 4.9: Corte transversal. La posición del cursor indica zona con valor de gris entre 180 y 500.

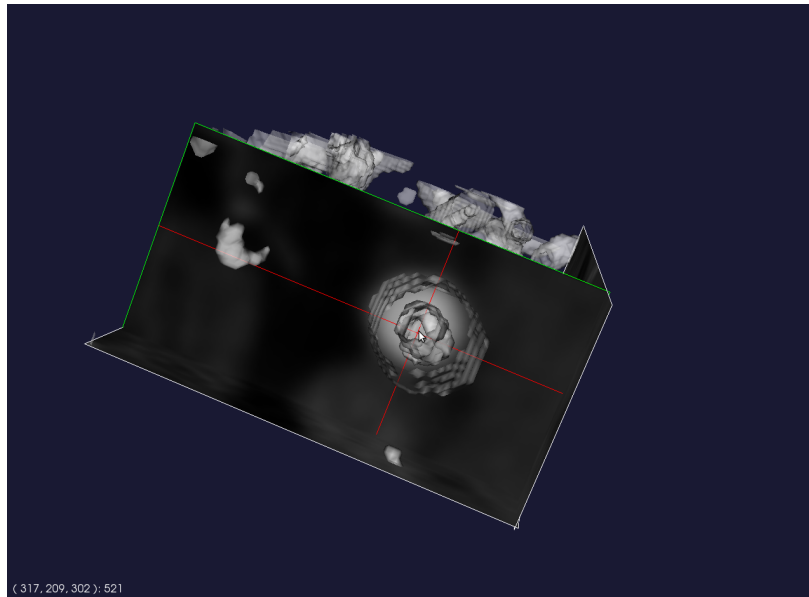


Figura 4.10: Corte transversal. La posición del cursor indica zona con valor de gris mayor de 500.

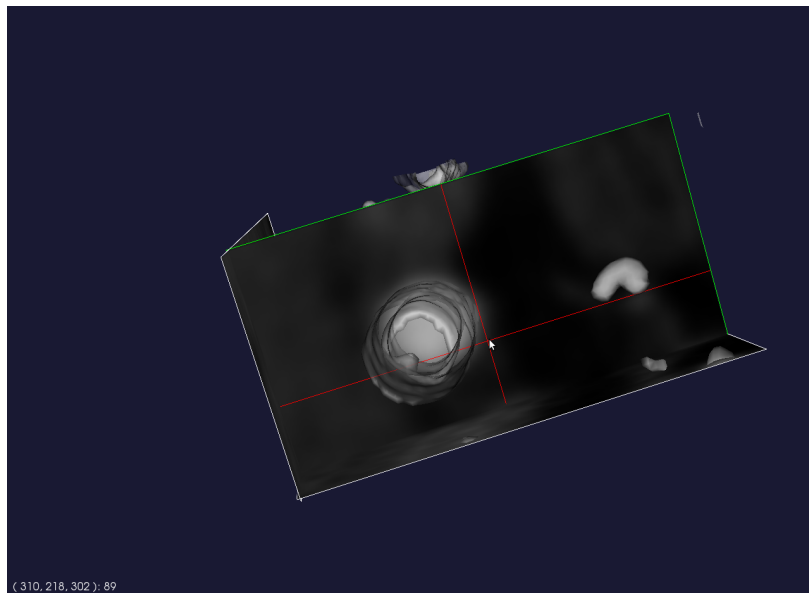


Figura 4.11: Corte transversal. La posición del cursor indica zona con valor de gris inferior a 180. Resultado final.

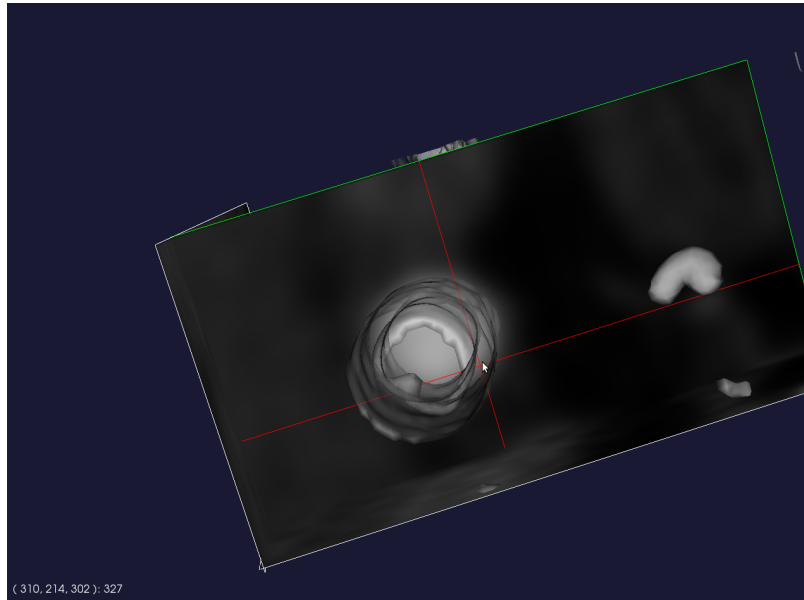


Figura 4.12: Corte transversal. La posición del cursor indica zona con valor de gris entre 180 y 500. Resultado final.

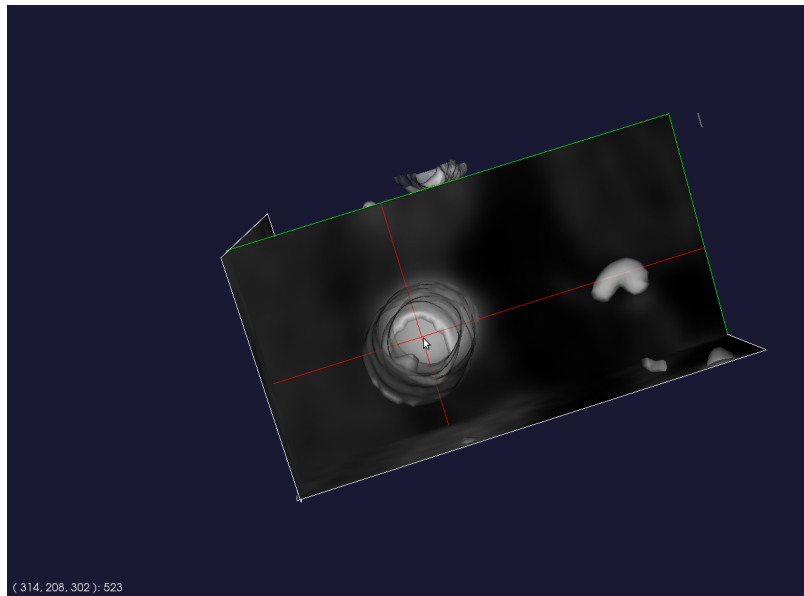


Figura 4.13: Corte transversal. La posición del cursor indica zona con valor de gris mayor de 500.

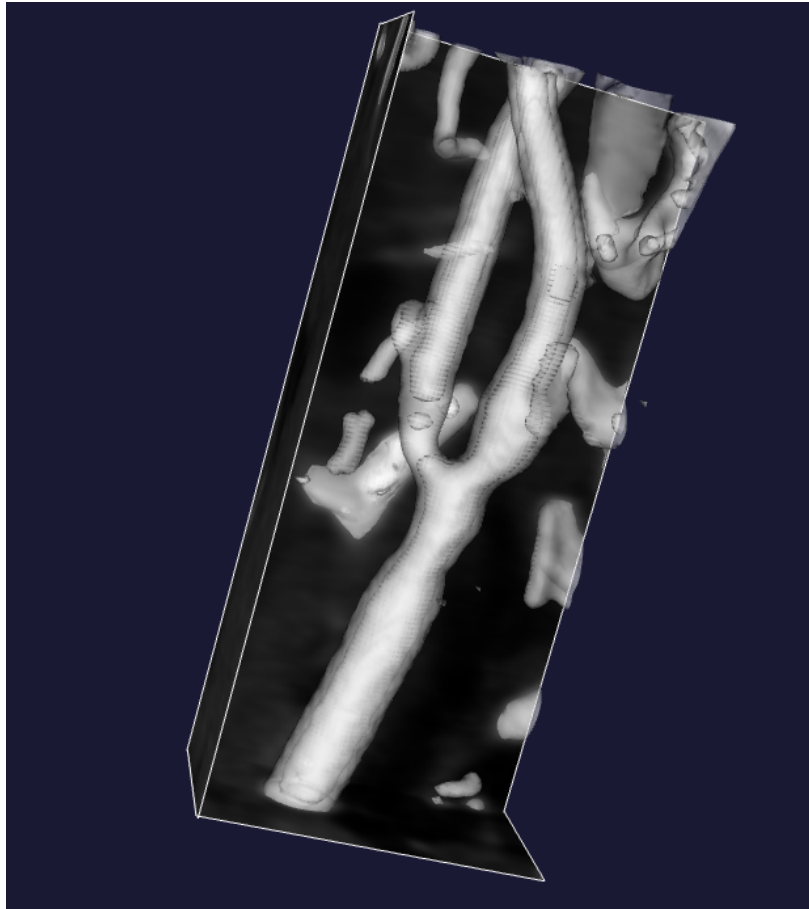


Figura 4.14: Región ya segmentada mediante el método del umbral entre 180 y 500.



**Problemas de la obtención de la carótida con umbrales** Al emplear en la segmentación la inicialización mediante umbrales, para el caso de carótidas, se hace necesario eliminar material extra y esto añade el tener que tapar posteriormente los agujeros que quedan después de ser efectuados los cortes. También resultan unas superficies internas, no deseadas.

**Conclusiones en cuanto a la obtención con umbrales** No resultó ser el método más adecuado para los intereses del presente trabajo de tesis.

**Obtención de la carótida con Frentes de choque (colliding fronts)** Por todos los problemas vistos previamente y por el conjunto de pruebas realizadas, se determinó realizar la segmentación de las carótidas mediante el método de colliding fronts. Ejemplo del empleo de inicialización en la segmentación de la carótida, se pueden ver en los apéndices A y B.<sup>16</sup>

## 4.4. enGrid

Un problema con el que nos podemos encontrar después de ser obtenida la geometría de los modelos es el que las fronteras no se encuentran discriminadas unas de otras y por tanto aplicar las condiciones de contorno con algún software de simulación de fluidos puede ser una tarea muy difícil. Se hace necesario entonces delimitar los diferentes contornos en la superficie resultante. Aunque el programa OpenFOAM<sup>®</sup> cuenta con la utilidad autopath,<sup>17</sup> no siempre los resultados resultaron los esperados al aplicarlo sobre carótidas. Tal vez por falta de precisión en su uso o tal vez por que el ángulo que se indica al ejecutar la utilidad, y que permite que el programa reconozca diferentes regiones de la frontera de forma automática, no es un dato suficiente si se aplica al modelo en su totalidad, por resultar ser las carótidas figuras relativamente complejas. Después de muchas pruebas infructuosas con el autopath, se encontró que con el programa de código abierto enGrid, el problema quedaba resuelto con relativa facilidad. Además, este programa cuenta con unas prestaciones dirigidas al preprocesado de modelos a ser utilizados dentro de OpenFOAM<sup>®</sup>. El software enGrid y su documentación se pueden descargar de su sitio web [3]. En el presente trabajo

<sup>16</sup>Los apéndices son nombrados simplemente colliding, sin la palabra front, para ahorrar extensión y con el objeto de poder añadir el rango de grises.

<sup>17</sup>No es objetivo describir el uso de esta utilidad.

de tesis enGrid se utilizó principalmente, para la definición de las diferentes regiones fronteras de los modelos. Puede ser útil además en la conversión de formatos de superficies, su mejora, visualización, escalado, etc. Por lo importante que puede resultar esta herramienta se realiza a continuación a una breve descripción del programa y se muestra el procedimiento para seleccionar regiones dentro de un modelo.

EnGrid es un programa de generación de mallas, enfocado a trabajar con aplicaciones de CFD. Cuenta con la capacidad de mallar superficies y crear una serie de capas prismáticas en las regiones límites, fronteras. La compañía pretende añadir en próximas versiones un modulo para mallas hexagonales y quizás un acoplamiento con la utilidad snappyHexMesh del OpenFOAM® [3].

Para crear las partes tetraédricas de la malla, enGrid llama a la biblioteca Netgen. Internamente enGrid utiliza la estructura de datos VTK, y como formato del archivo el \*.vtu.

enGrid soporta los siguientes formatos de archivo:

VTK unstructured grids in XML format (ENGRID 's native format)

VTK poly data in XML format (import)

legacy VTK files (import)

OpenFOAM (export)

Gmsh (import & export)

STL (import & export)

NETGEN neutral format (export)

La interfaz que tenemos al abrir enGrid es la mostrada en la figura 4.15. EnGrid cuenta como muchos programas con un conjunto de opciones o capacidades que se pueden observar en la figura 4.16.

#### 4.4.1. Uso de enGrid

En la elaboración y obtención de las geometrías por cualesquiera de los métodos anteriores, se tropieza con el problema de definir las fronteras del modelo, como ya se comentó. Este problema se resuelve de forma sencilla con el uso de enGrid. El método consiste en importar la geometría y seleccionar la frontera, luego con la opción set boundary code (s), de la barra de herramientas y eligiendo un ángulo adecuado, se le asignan códigos a las fronteras del modelo, tal y como se observa en la figura 4.17.

Una vez definido los códigos de las diferentes regiones, se exporta cada una por separado, en nuestro caso en formato stl. De esta forma quedan como superficies independientes cada una de las regiones de la frontera.

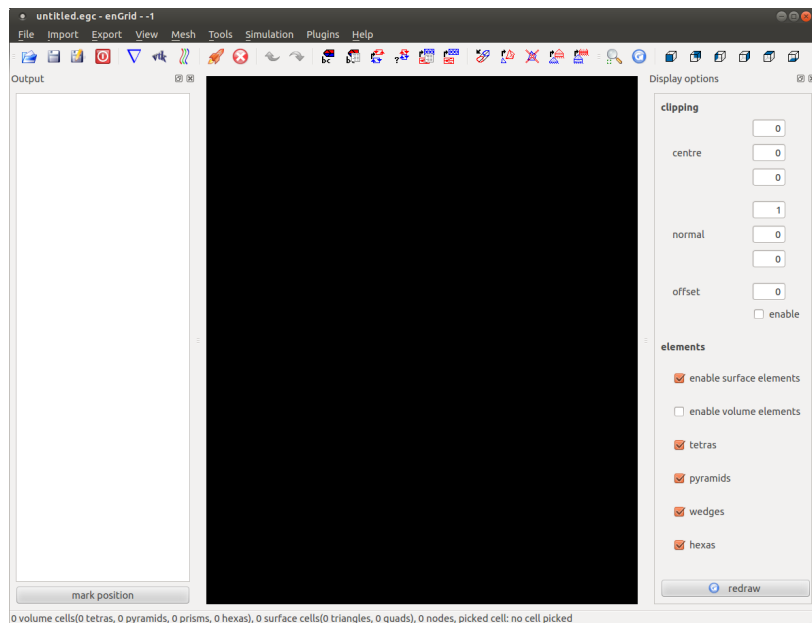


Figura 4.15: Interfaz del enGrid.

Posteriormente se pueden combinar estos archivos en un único fichero con cada una de las fronteras con sus nombres correspondientes, con lo que el problema queda resuelto. El asunto puede parecer simple, pero la experiencia mostró, que se puede perder mucho tiempo en encontrar una herramienta y un método que permita esta operación fundamental a la hora de imponer condiciones de contorno.

## 4.5. Breve resumen del capítulo

El ánimo del presente capítulo es el de describir las principales herramientas utilizadas para la toma de los datos y la posterior construcción del modelo de las carótidas. En la toma de datos se han utilizado la ecografía Doppler, en lo fundamental para obtener velocidades, y el angio-TC, para la obtención de los archivos DICOM, necesarios para la construcción de la geometría en 3D de las carótidas. Se describen los principales programas, todos de código abierto, utilizados para la construcción de la geometría de las arterias carótidas y definición de las zonas de la frontera que son el



Figura 4.16: Las siguientes capturas de pantallas muestran mejor las capacidades del enGrid.

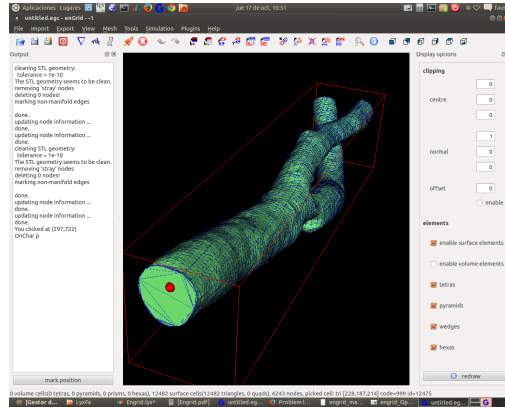


Figura 4.17: Definiendo fronteras con enGrid.

vmtk y el enGrid. Durante todo el trabajo de investigación se han usado otras herramientas como ITK-SNAP, Netgen, ParaView, Blender, FreeCAD, Gmsh, etc, que por cuestiones de espacio no han sido descritas. Hay que señalar que en el caso de la herramienta ParaView, se le dedicará todo un capítulo por su importancia como herramienta de visualización, y además porque también fue una herramienta fundamental en el post-procesado. Para la segmentación de las carótidas realizada con la herramienta vmtk, también hay que mencionar que el método de inicialización utilizado fue el colliding fronts y que descripciones de su utilización quedarán reflejadas tanto en los apéndices como en algunos de los casos de aplicación de la presente tesis.

### Notas sobre las principales fuentes utilizadas:

En la descripción de la ecografía Doppler se utilizaron en lo fundamental los trabajos de Díaz-Rodríguez et al., (2007) [71], Castro et al., (2007) [64] así como Cafici, (2013) [61]. Para el trabajo con las curvas de velocidades han sido de importancia los trabajos de Holdsworth et al., (1999) [100] y el propio trabajo de Castro et al., (2007) [64]. En el caso del angio-TC Orrison, (2000) [149] y [19]. Para la descripción del vmtk fueron muy importantes los trabajos de Antiga [33–38, 155], su tesis doctoral [39], el proyecto de final de carrera de Lorente, (2011) [135] y la página web del vmtk [16]. En el caso de enGrid su pagina web [3] resultó ser la fuente fundamental.

**Licencias y otros datos de los programas descritos:****vmtk License**

VMTK, the Vascular Modeling Toolkit.

Copyright (C) 2004-2012, Luca Antiga, David Steinman

Copyright (c) 2004-2011, Luca Antiga, David Steinman All rights reserved.

vmtk is licensed under the BSD license.

ITK is licensed under the Apache 2.0 license.

VTK is licensed under the Visualization Toolkit (VTK) license.

OpenNL is license under a modified BSD license.

Tetgen is licensed under a modified MIT license. Tetgen is not a required dependency.

Stellar and Starbase are licensed under the BSD license.

**enGits**

Address enGits GmbH

Langenbachstr. 3

79674 Todtnau

Deutschland

Phone +49-(0)7671-992-511-0

Email info[at]engits.com

Commercial Register HRB 700491, Amtsgericht Freiburg i. Br.

Registered Seat Todtnau, Germany

VAT No. DE251336335

Managing Partner Dr.-Ing. O. Gloth

## Capítulo 5

# Simulación Numérica: OpenFOAM<sup>®</sup>

UNO de los objetivos del trabajo de tesis ha sido el utilizar código abierto, para realizar el mallado de los modelos las simulaciones numéricas y obtención de resultados. Con este fin se ha utilizado el programa OpenFOAM<sup>®</sup>, que se puede descargar gratuitamente de su sitio web [9, 10].

El hecho de que se pueda utilizar de forma gratuita, acceder a su código fuente, modificarlo, y añadirle complementos para adaptarlo a las necesidades del investigador, no está exento de la complejidad que implica su correcta implementación y de la experiencia que debe tener el usuario para lograr resultados fiables, dificultad inherente a la utilización de los códigos utilizados en la dinámica computacional de fluidos.

En la primera parte de este capítulo se realiza una breve presentación de este programa.<sup>1</sup> Posteriormente se expone como se realiza el mallado con snappyHexMesh, que es una utilidad propia del OpenFOAM<sup>®</sup>. También hay un apartado dedicado a describir como se implementó la condición de contorno Womersley utilizada en la investigación, que constituye una modesta aportación al campo de estudio.

---

OpenFOAM<sup>®</sup>: Copyright© 2004-2015 OpenCFD Ltd (ESI Group). Copyright© 2011-2015 OpenFOAM Foundation|OPENFOAM and OpenCFD are registered trademarks of OpenCFD Ltd. OPENFOAM<sup>®</sup> is a registered trade mark of OpenCFD Limited, producer and distributor of the OpenFOAM software

<sup>1</sup>Es una librería en C++. Por simplicidad se le denomina indistintamente programa o software.

## 5.1. El OpenFOAM®

OpenFOAM® (Open Source Field Operation and Manipulation) es un software gratuito, de código abierto, que opera bajo licencia GPL<sup>2</sup> [9]. Este conjunto de librerías en C++ suministra y permite crear aplicaciones (applications) enfocadas a resolver, mediante métodos numéricos, problemas de la mecánica de medios continuos. La solución de estos problemas, como ya se infiere de los capítulos previos, implica la necesidad de discretizar y solucionar sistemas de ecuaciones en derivadas parciales, siendo las ecuaciones de Navier-Stokes un ejemplo de los mismos. Para ello OpenFOAM® emplea el método de volúmenes finitos [9, 20].

El OpenFOAM® utiliza dos categorías para identificar sus aplicaciones: los solucionadores (solvers), encargados de resolver el problema específico y las utilidades (utilities), enfocadas a realizar las tareas de manipulación de datos necesarias para lograr dicho objetivo [9].

El programa cuenta tanto con herramientas propias para realizar el pre-procesado, como con la capacidad de utilizar resultados de un significativo número de programas externos, pues dispone de utilidades capaces de realizar la importación y exportación de muchos de los formatos utilizados por programas tanto comerciales como no comerciales. Puede trabajar con mallas tridimensionales no estructuradas, con celdas tetraédricas, hexaédricas, prismas, pirámides, cuñas y con los derivados de su truncación. Ejemplo de lo anterior son los hexaedros truncados, (split-hex), que se podrán apreciar en el apartado correspondiente al empleo de la utilidad para realizar el mallado snappyHexMesh.

El software permite calcular directamente variables y parámetros a partir de los resultados de la simulación, siendo un ejemplo de esta capacidad, los cálculos de la tensión cizallamiento en el interior de la pared arterial (WSS).

Cuenta con la utilidad paraFoam, que hace servir al potente programa de visualización ParaView, también de código abierto, para visualizar los resultados, trabajar con las geometrías, realizar cálculos, animaciones, etc [9, 10, 20]. OpenFOAM® puede resolver problemas en paralelo, mediante un procedimiento de descomposición de la malla y los campos asociados en varias partes [9].

De forma resumida se puede afirmar que OpenFOAM® permite dar solución, con elevado grado de éxito, a la gran cantidad de problemas que

---

<sup>2</sup>GNU General Public License (GNU GPL o GPL) [28, 29].



en todas sus fases (desde el pre hasta el post-procesado), plantea el simular mediante ordenador algún fenómeno característico de los medios continuos.

Aunque la distribución de OpenFOAM® cuenta con una gran cantidad de aplicaciones, los usuarios pueden hacer usos de su código, que es abierto, e incorporar sus propios de solvers y utilities; previo requisito de los correspondientes conocimientos del método con el que se esté trabajando, conocimientos físico matemático, y las técnicas de programación adecuadas, etc. Pero solo con el grado de profundidad requerido y acorde a la complejidad de su necesidad o aportación [9, 20]. Esta capacidad del programa, muestra al mismo tiempo la flexibilidad y potencia de esta herramienta.

A continuación se presentarán algunas de las principales aplicaciones que de manera estándar se suministran en las distribuciones de OpenFOAM®.

### Aplicaciones del OpenFOAM®. Solvers y utilities.

Como se ha comentado anteriormente, OpenFOAM® cuenta con una serie de ejecutables conocidos como aplicaciones, estas se separan en solvers y utilidades. Los primeros se dedican a resolver problemas de la mecánica de medios continuos, y los segundos están dedicados a tareas de pre y post-procesado, que generalmente envuelven tareas de manipulación de datos [9, 10].

Entre los distintos solvers con los que cuenta las distribuciones de OpenFOAM® pueden destacarse:

- Flujo incompresible
  - icoFoam: No estacionario, laminar, newtoniano.
  - simpleFoam: Estacionario, turbulento.
  - nonNewtonianIcoFoam: No estacionario, laminar, no-newtoniano.
  - pisoFoam: No estacionario.
- Flujo compresible
  - sonicLiquidFoam: Líquido, no estacionario, laminar, transónico/supersónico.
  - sonicFoam: Gas, no estacionario, laminar o turbulento, transónico/supersónico.

- sonicDyMFoam: Gas, no estacionario, laminar o turbulento, transónico/supersónico, con movimiento de malla.
- Flujos multifase
  - bubbleFoam
  - interDyMFoam
  - lesCavitatingFoam
- Combustión
  - coldEngineFoam
  - dieselEngineFoam
  - Xoodles
- Transmisión de calor
  - buoyantFoam
  - buoyantSimpleRadiationFoam
- Electromagnetismo
- Análisis de tensiones en sólidos
  - solidDisplacementFoam. Solver no estacionario para pequeñas deformaciones elásticas, con efectos térmicos.

Entre las utilidades estandares se pueden mencionar:

- Pre-procesado
  - changeDictionary
  - mapFields
- Mallado
  - blocMesh
  - extrudeMesh

- snappyHexMesh
- Conversion de mallas
  - fluentMeshToFoam
  - foamMesh To Fluent
  - gambitToFoam
- Manipulación de Mallas
  - autoPatch
  - checkMesh
  - createPatch
  - mergeMeshes
  - refineMesh
- Otras herramientas para el mallado
  - autoRefineMesh
  - refineHexMesh
  - refinementLevel
  - refineWallLayer
  - removeFaces
- Post-procesado conversión de datos
  - foamToVTK
- Post-procesado en la pared
- wallShearStress
- patchAverage
- patchIntegrate

Las listas anteriores muestran ejemplos de solvers y utilities suministrados con el programa. Sin embargo, una de las importantes ventajas de esta librería es que permite además, la creación de aplicaciones adaptadas a resolver problemas específicos.

## 5.2. Creación del Caso

La forma de trabajar con el OpenFOAM®, a diferencia de la gran mayoría de programas comerciales, es haciendo uso de un directorio denominado en el argot del programa “caso”, a este directorio se le puede poner un nombre conveniente en que se tenga en cuenta por ejemplo el tipo de simulación a realizar, nombre del estudio, fecha, etc.

Este directorio madre, lo puede construir el usuario o puede utilizar alguno de los casos estándares, que suministra el programa una vez instalado. En esta estructura de carpetas se encuentran archivos de texto donde se almacenan los datos ya sean de lectura o escritura. Los *diccionarios*, identificados con palabras claves, dentro de los archivos, constituyen la forma habitual para especificar tipos de datos. Muchos de los archivos en OpenFOAM® son a su vez diccionarios, que contienen un set de palabras claves. Los diccionarios son la forma en que el programa organiza las entradas en unas categorías lógicas y de forma jerárquica [9, 10].

Cabe señalar que la mayoría de los problemas con los que un usuario se puede encontrar cuentan con casos preelaborados en forma de tutoriales, lo que constituye una herramienta de gran ayuda. Un ejemplo de lo anterior es la utilización en la investigación, como caso de partida el del tutorial cavity, que permite resolver un problemas de fluido newtoniano, no estacionario, laminar e incompresible. Este tutorial se puede localizar en la carpeta de tutoriales *incompressible/IcoFoam*.

En la figura 5.1 se muestra un directorio o caso utilizado en una de nuestras simulaciones.

Con toda intención, se ha mostrado una situación real de trabajo con nombres de las carpetas y su ubicación en un disco externo. Se observa que el directorio madre lleva el nombre *simulacio\_carotida\_esquerra*, que es uno de los estudios realizados en el presente trabajo de investigación. Dentro esta carpeta, que es donde se ejecutan las ordenes mediante el uso de un terminal, se encuentran subdirectorios y archivos de texto. En las subdirectorios numerados quedan impresos los resultados (variables). El nombre de las carpetas, se corresponde con el tiempo en que se guardó el resultado.

En las carpetas *constant* y *system*, se definen características de la simulación a realizar. Las demás carpetas han sido agregadas durante el trabajo con el caso, pero no tienen efecto directo en la simulación.

Los resultados del primer período de la simulación, no fueron utilizados

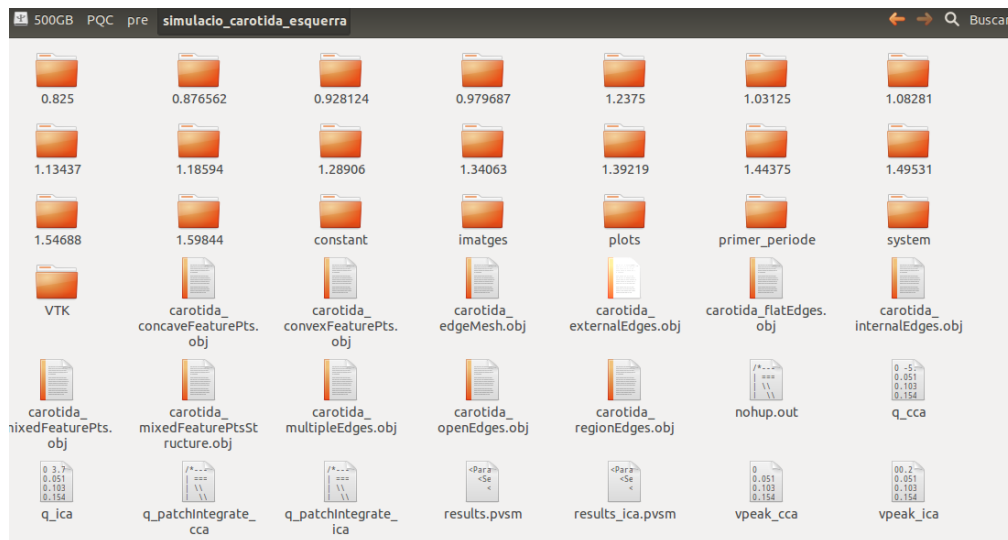


Figura 5.1: Caso real haciendo uso del OpenFOAM®. Se pueden observar diferentes carpetas y archivos de textos.

para el post-procesado, realizado con la programa de visualización ParaView. No obstante, se conservaron en una carpeta dentro del mismo caso.

Los elementos básicos con los que se comenzó a trabajar en este caso se muestran en la figura 5.2.

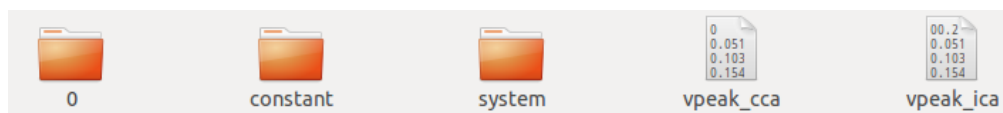


Figura 5.2: Elementos básicos de un caso.

Se observan tres carpetas esenciales para comenzar la simulación, que son la carpeta 0, que es donde se encuentran los archivos de texto donde se definen las condiciones iniciales y de contorno; la carpeta constant, donde se describe y almacena la malla utilizada así como propiedades físicas; y una carpeta system, en la cual se definen parámetros relacionados con el procedimiento resolutivo. En la figura los archivos vpeak\_cca y vpeak\_ica, son archivos de datos (en este caso de velocidades), se utilizaron en las condiciones de contorno.

Ya lista la configuración inicial básica para utilizar el OpenFOAM®, se

comienza un trabajo continuado de definiciones de parámetros, entrada de datos y ejecuciones de ordenes por medio de un terminal, que de forma habitual comienza por la creación de la malla, para lo cual se utilizará la carpeta constant.<sup>3</sup>

### 5.3. Generación de la malla

A pesar de que OpenFOAM®, cuenta con numerosas utilidades que permiten la conversión de mallas creadas por otros códigos a su formato de trabajo, también cuenta con herramientas propias de mallados. Esta opción fue la utilizada en la investigación.

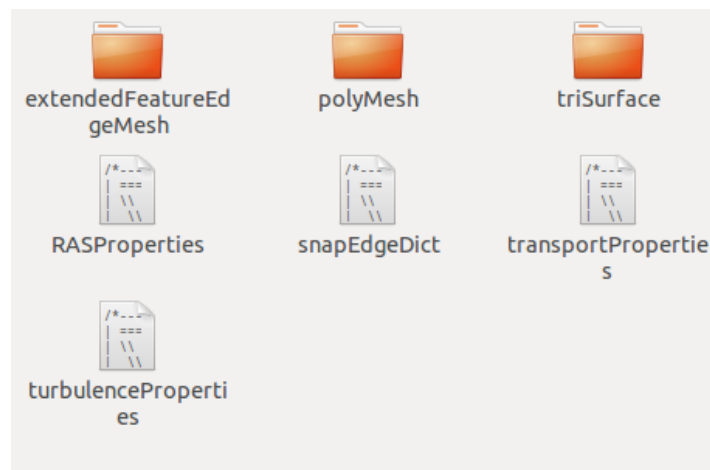


Figura 5.3: Directorio constant.

La información de la malla puede ser encontrada en el directorio constant del caso. Una composición habitual de este directorio, en las simulaciones efectuadas en el presente trabajo, se puede apreciar en la figura 5.3. Y dentro del mismo, en la carpeta polyMesh, es donde queda determinada la geometría, que en nuestros casos contuvo los ficheros textos con toda la información del mallado, tal como se muestra en la figura 5.4.

El primero de estos archivos es el diccionario blockMeshDict. Este diccionario y su uso mediante la utilidad blockMesh, se describen a

<sup>3</sup>Si es utilizada la utilidad snappyHexMesh, entonces también se utilizará la carpeta system.

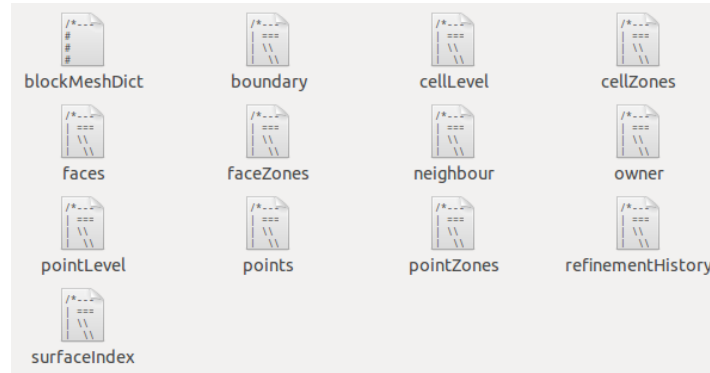


Figura 5.4: PolyMesh.

continuación. En el resto de archivos se almacena toda la información del mallado, como ya se ha comentado.

### 5.3.1. Utilidad: blockMesh

OpenFOAM® cuenta con una utilidad de preproceso, blockMesh, que permite la generación de una malla según se describa en el diccionario, blockMeshDict, que se encuentra en la carpeta del caso de trabajo constant/polyMesh.

En este diccionario, se escriben las coordenadas de un conjunto de vértices, según la geometría que se quiere obtener. Cada uno de estos vértices tendrá una etiqueta que lo identificará, que será su número de orden en el listado. Al primer valor se le asignará el valor 0.

A partir de esta lista y uniendo los vértices de forma conveniente, mediante la etiqueta de cada uno, se construyen los diferentes bloques que formarán el volumen de estudio. Estos bloques serán hexaedros, aunque es posible también crear bloques con menos de 8 vértices colapsando uno más pares de vértices, por lo que se podrían crear por ejemplo cuñas. BlockMeshDict cuenta con subdiccionarios, que permiten definir formas, tipos de fronteras y la resolución de la malla entre otras características [9,10].

Aunque en las etapas iniciales de la investigación se profundizó en el uso de este diccionario para crear no sin dificultad, muchos de nuestros primeros modelos, en etapas posteriores, el uso blockMeshDict, quedó reducido, a la creación de un bloque (block) inicial en el cual quedaría imbuida, la superficie de las arterias carótidas en formato STL, para de esta forma poder utilizar la

herramienta de mallado snappyHexMesh, también suplida con el programa. Ejemplos del uso y características de estos bloques los podemos encontrar en los capítulos de aplicaciones.

### 5.3.2. Utilidad: snappyHexMesh (sHM)

El OpenFOAM® cuenta con otra utilidad para realizar el mallado del dominio las zonas de estudio, de nombre snappyHexMesh.<sup>4</sup>

Esta utilidad es capaz de generar mallas en tres dimensiones, conteniendo hexaedros y hexaedros truncados (“split-hex”)<sup>5</sup>, de forma automática a partir de superficies en formato Stereolithography (STL)<sup>6</sup> [9, 10].

A continuación se expone un ejemplo de como se puede generar esta malla. Esta fue la opción de mallado de los modelos elaborados en la investigación. En los capítulos de aplicaciones, se detalla con ejemplos el uso de esta aplicación.

## Creación de la malla con snappyHexMesh

Para correr esta utilidad y obtener la malla es necesario [9, 10]:

- Una superficie en formato STL, que puede ser en formato ASCII o binario, colocada en el directorio constant/triSurface del directorio del caso.
- Una malla “contenedora”, hexaédrica en la cual la superficie quedará totalmente sumergida. Normalmente se genera con la utilidad blockMesh, quedando definida una densidad de malla inicial, conveniente al usuario.
- Un diccionario snappyHexMeshDict, con los parámetros adecuados. Este diccionario se coloca en la carpeta system.

---

<sup>4</sup>El mallado de los modelos utilizados en el presente trabajo fue realizado con esta herramienta.

<sup>5</sup>Se denominan split-hex aquellos poliedros del mallado que se han formado mediante la fase de suavizado o refinamiento del mallado hacia la superficie. La traducción literal de este término sería hexaedro “descabezado” o truncado.

<sup>6</sup>En lo sucesivo, indistintamente STL o stl.



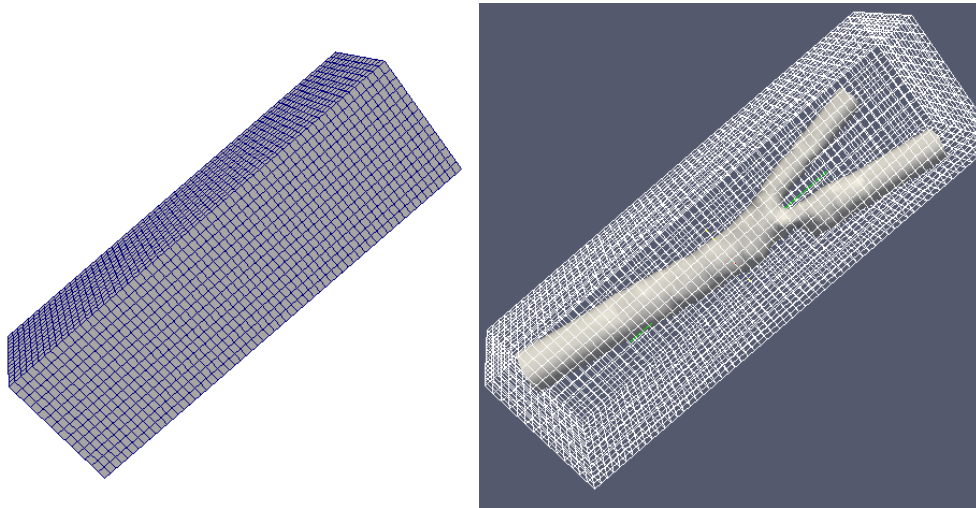


Figura 5.5: Generación de la malla base. La malla debe contener al modelo [9].

### Creación de una malla base

Esta malla se crea con la utilidad `blockMesh`, siendo importante seguir los siguientes criterios [9, 10]:

- La malla debe contener hexaedros puros.
- La relación de aspecto debe ser aproximadamente uno, al menos en la zona cercana a la superficie.
- Debe haber al menos un punto de intersección entre el eje de una celda con la superficie STL.

En las figuras 5.5 y 5.6 (detalle), se observa un ejemplo de una malla base y de una superficie stl, imbuida dentro de esta malla (block). Se debe señalar que este caso particular la malla se realizó con una densidad de celdas relativamente pequeña, para que se pudiera visualizar bien el proceso, en el siguiente apartado.

### División de las celdas según las características de los bordes y superficies, “cell splitting”.

Una vez obtenido el bloque con la malla de hexaedros, de la forma específica en el apartado anterior, se procede a efectuar un proceso

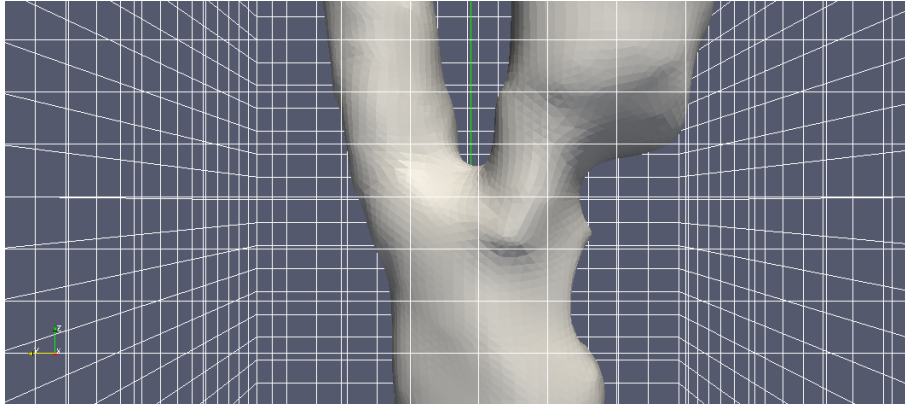


Figura 5.6: Malla base y superficie STL (detalle).

de división de las celdas, gobernado por las características del archivo STL y por un grupo de parámetros controlados por el subdiccionario `castellatedMeshControls`, ubicado en el diccionario `snappyHexMeshDict`.

## Eliminación de las celdas

Después de terminado el proceso de división de las celdas, descrito en el apartado anterior, comienza un proceso de eliminación de celdas. Para el cual se requiere tener regiones completamente cerradas dentro del dominio, identificadas cada una con las coordenadas de un punto, que se encuentre en su interior de cada una de estas regiones.<sup>7</sup> Estas coordenadas se especifican mediante la palabra clave `locationInMesh`, en el subdiccionario `castellatedMeshControls` del diccionario `snappyHexMeshDict`. Las celdas se mantienen si, aproximadamente el 50% o más de su volumen se encuentra dentro de la región, las restantes son eliminadas.

## El ajuste a las superficies

La siguiente etapa del proceso de mallado consiste en desplazar los vértices de las celdas, hacia la superficie STL y de esta forma eliminar la superficie almenada, resultado de los procesos anteriores. Este proceso se realiza de la siguiente forma:

---

<sup>7</sup>En nuestro caso es solo una región: la superficie cerrada de la arteria carótida.

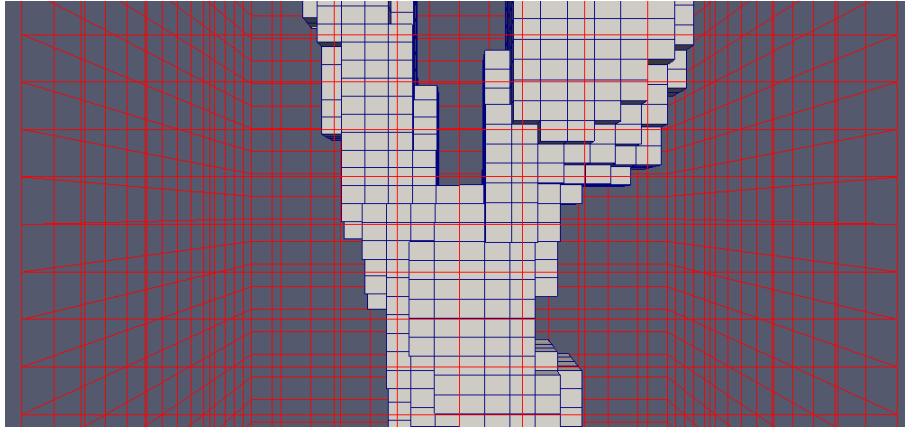


Figura 5.7: División y eliminación de las celdas (1).

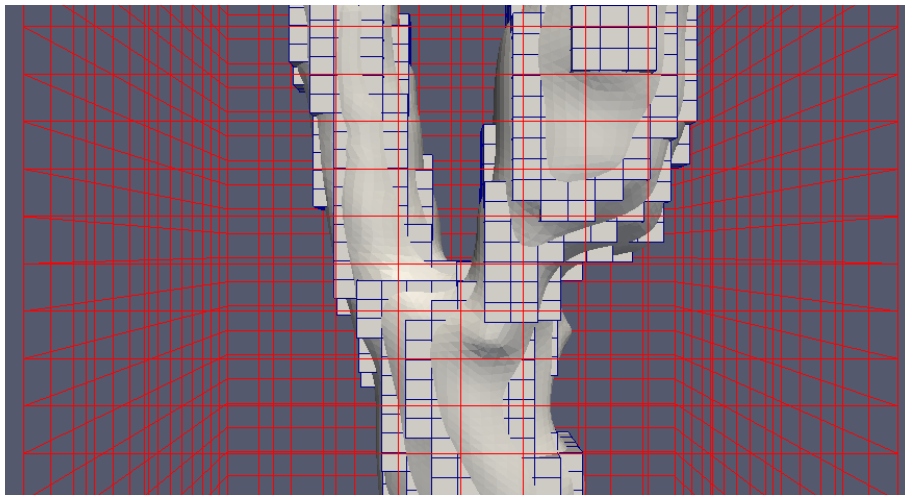


Figura 5.8: División y eliminación de celdas (2).

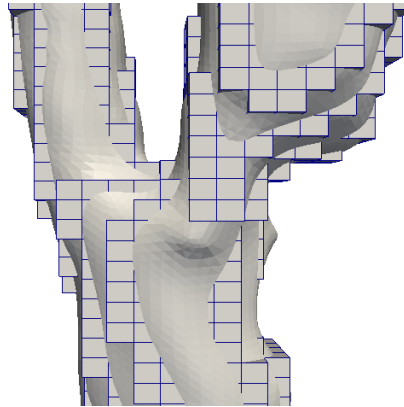


Figura 5.9: División y eliminación de celdas (3).

1. Se desplazan los vértices de la superficie almenada hacia la superficie STL.
2. Con los vértices desplazados, se resuelve la malla interna.
3. Se encuentran los vértices que causan que los parámetros de calidad de la malla no se cumplan.
4. Se reduce el desplazamiento de dichos vértices de su valor inicial y se repite a partir del paso 2 hasta que la calidad de la malla queda satisfecha [9].

Las figuras 5.7 a la 5.10, son imágenes que muestran el proceso que va desde la división de las celdas hasta el ajuste a la superficie STL. Se recuerda que la malla base, en este caso, se realizó con una baja densidad de celdas para que se pudiera visualizar correctamente el proceso. En las figuras 5.10, 5.11, 5.14 y 5.15 muestran el mismo proceso para una densidad de celda similar a las de las simulaciones efectuadas en el presente trabajo de tesis.

### Refinamiento localizado en determinadas regiones

El usuario cuenta con la opción de refinar celdas que se encuentra en determinadas regiones mediante el empleo del subdiccionario `refinementRegions`, que también se encuentra en el diccionario `castellatedMeshControls`. Se puede aplicar un modo de refinamiento en el interior y exterior de un volumen y según la distancia a una superficie.

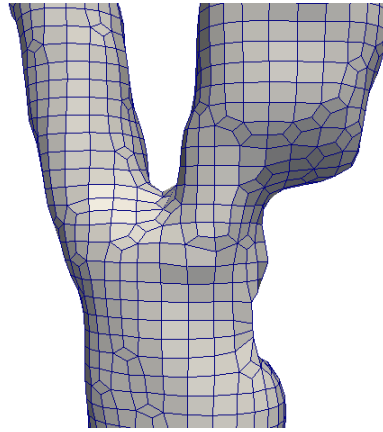


Figura 5.10: Ajuste a la superficie STL.

### Adición de capas

Aunque la malla obtenida después de realizar la etapa de desplazamiento de los nodos hacia la superficie puede resultar satisfactoria para el propósito de la simulación, es posible que se encuentren celdas irregulares alrededor de las superficies limítrofes. Es por este motivo que se cuenta con la opción de añadir capas adicionales de hexaedros alineadas con las fronteras. También es útil para el cálculo del wall shear stress.

El proceso de adición de capas incluye el encogimiento de la malla existente en la frontera y la inserción de capas de la forma siguiente:

1. La malla se proyecta desde la superficie hacia el interior del volumen, con un espesor determinado y con una dirección normal a la misma.
2. Con estos vértices limítrofes proyectados hacia el interior, se resuelve mediante relajación la malla interna.
3. Se comprueba si los criterios de validación se satisfacen en caso contrario se reduce el espesor de la proyección y se vuelve al paso número 2, si la validación de los criterios no se satisface bajo ningún espesor, no se insertan capas.
4. Si los criterios de validación son satisfechos, se insertan capas de mallas.
5. La malla es vuelta a chequear, y si los controles fallan, las capas se eliminan y volvemos a 2.

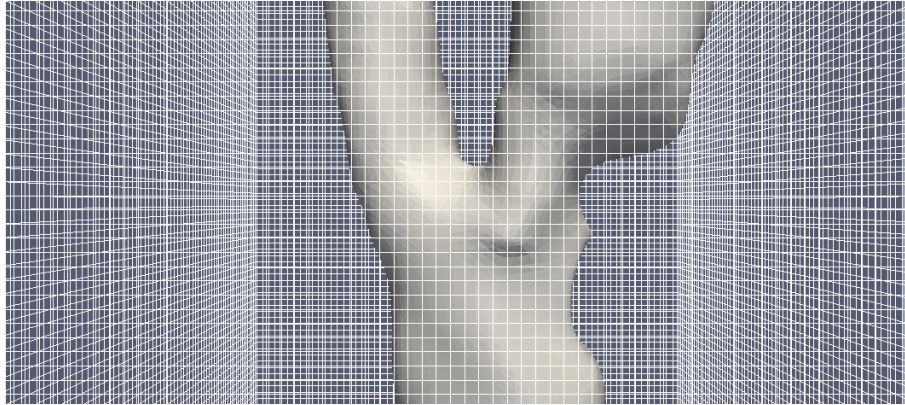


Figura 5.11: Generación de la malla base o block, en este caso con una densidad de malla mayor.

## Controles de la calidad de la malla

En los apartados anteriores se ha mencionado en cada proceso, la necesidad de controlar de forma continuada la calidad de la malla. Estos parámetros los puede definir el usuario en subdiccionario `meshQualityControls` que también se encuentra en el diccionario `snappyHexMeshDict`.

## Conversión de mallas generadas con otros programas

El OpenFOAM® cuenta con un grupo de utilidades, que permiten convertir a su formato mallas elaboradas con otros paquetes. Por ejemplo se pueden mencionar las utilidades `fluentMeshToFoam`, `starToFoam` y el `gambitToFoam`.

Ya construida la geometría, se pasa a definir las condiciones de contorno, de nuestros problemas típicos. Tendremos en cuenta que el perfil a utilizar, por tratarse de un flujo pulsátil, es un perfil tipo Womersley.

## 5.4. Condiciones iniciales y de contorno

En la carpeta de nuestro caso encontramos una subcarpeta de nombre 0. En la misma, y para el caso de nuestras simulaciones se encuentran dos ficheros textos, `p` y `U`. En estos ficheros son definidas las condiciones iniciales

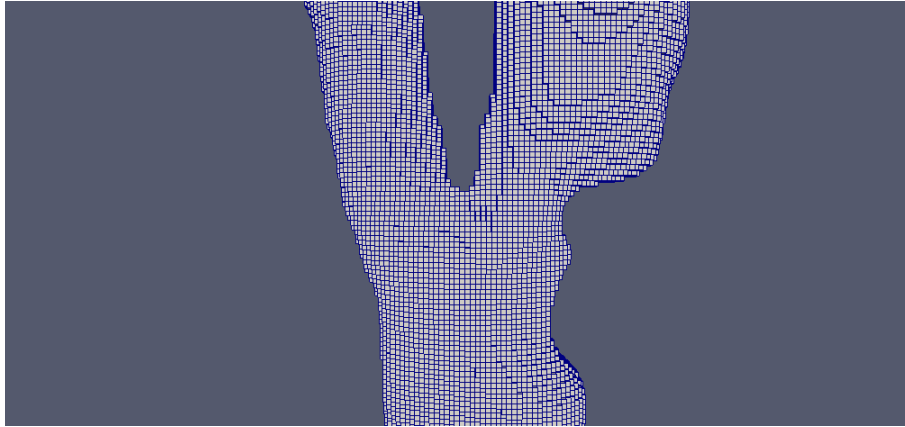


Figura 5.12: Eliminación y ajuste a la superficie STL. Se observa la superficie irregular que queda después de la eliminación de las celdas.

y de contorno tanto para la presión como para las velocidades. Al principio de estos ficheros se pueden fijar las dimensiones de estos campos, a continuación se define la situación inicial para el campo interno y las condiciones en el contorno.

En la investigación fue necesario implementar un perfil de velocidades Womersley en la entrada y en una de las salidas de las arterias carótidas, por ser este perfil el más adecuado para simular un flujo pulsátil y no estar incluido en los tipos suministrados por OpenFOAM®. Ejemplos de configuraciones de estos ficheros se pueden encontrar en los capítulos que describen los casos analizados durante la investigación.

Por la importancia que tuvo en la investigación el poder implementar la condición Womersley y usarla, y la relevancia que puede tener para cualquiera que necesite realizar simulaciones con perfiles de este tipo dentro del entorno del OpenFOAM®, se le dedica un apartado al final de presente capítulo con la intención de darle cierta independencia y no obstruir la continuidad en el desarrollo de nuestro caso.

Teniendo entonces ya resuelto el problema de las condiciones en el contorno e iniciales, se definen entonces las propiedades físicas del fluido.

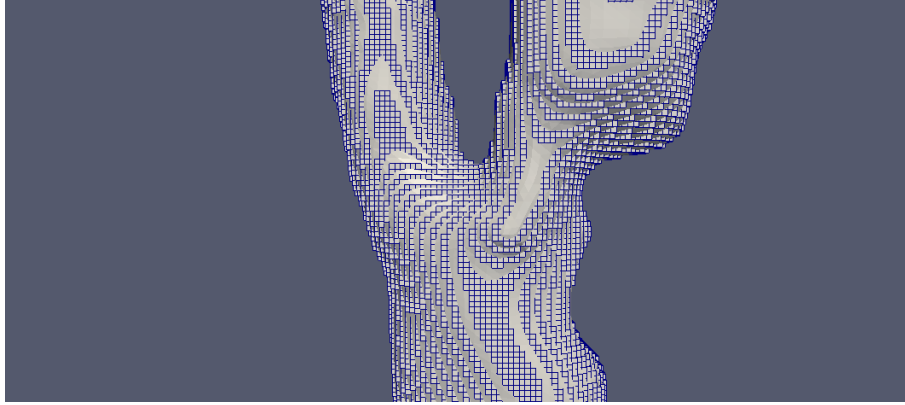


Figura 5.13: Eliminación de las celdas. Es la malla de la figura 5.12, pero en este caso se ha superpuesto la superficie STL del modelo.

## 5.5. Propiedades físicas del fluido

Siguiendo con la carpeta *constant*, ver figura 5.3, carpeta en la que ya fue definida la malla, se observa el fichero de texto *transportProperties*, que es un diccionario (un tipo de clase) de la librería OpenFOAM®. En nuestro caso para un fluido no estacionario, newtoniano, laminar e incompresible, resuelto con el solver *icoFoam* o alguna de sus modificaciones, la única propiedad física del fluido, que se debe definir es la viscosidad cinemática, cuya palabra clave en este diccionario es *nu*. A continuación se observa como queda:

```
transportModel Newtonian;  
nu          nu [ 0 2 -1 0 0 0 ] 36e-07;
```

por considerarse un modelo reológico newtoniano para la sangre, con una viscosidad cinemática ( $\nu$ ) de  $3,6 \cdot 10^{-6} \text{m}^2 \text{s}^{-1}$  y una densidad ( $\rho$ ) de  $994 \text{kgm}^{-3}$ .

Si se estima un número de Reynolds aproximado mediante la expresión 5.1:

$$Re = \frac{d|\mathbf{U}|}{\nu} \quad (5.1)$$

En la cual  $d$  es una longitud característica, que en nuestro caso es de  $4 \cdot 10^{-3} \text{m}$  (diámetro aproximado de la arteria carótida) y  $|\mathbf{U}|$  se toma como  $1,2 \text{ms}^{-1}$ , que es una velocidad típica de nuestros modelos en la zona de



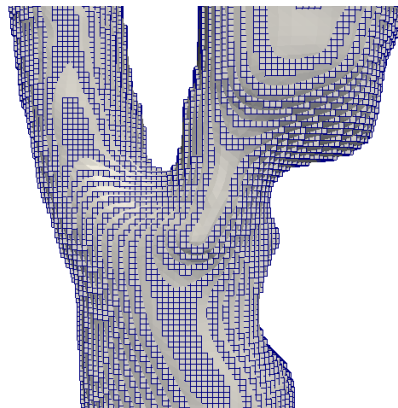


Figura 5.14: Eliminación de las celdas. Es la malla de la figura 5.13, pero con fondo blanco para su mejor visualización.

máxima estenosis, se obtiene un número de Reynolds de valor 1333,<sup>8</sup> por lo cual se consideró un fluido laminar.

Definidas las propiedades físicas del fluido con el que se trabaja, se pasa a trabajar con la carpeta *system*, ver figura 5.16, el primer fichero tipo texto que se observa en ella es el *controlDict*, que se explica a continuación.

## 5.6. Controles de tiempo, lectura y escritura

Los controles del tiempo, de lectura y escritura de datos pueden ser definidos en el diccionario *controlDict*, que se encuentra en la carpeta *system* del caso, figura 5.16. Los parámetros fundamentales de este diccionario son el intervalo temporal a utilizar durante la simulación ( $\Delta t$ ), “time step” así como los intervalos de tiempos en los cuales se deben leer y escribir los datos a utilizar en el post-proceso.

A continuación se muestra una configuración habitual de este diccionario en el presente trabajo de tesis.

```
application my_icoFoam;  
startFrom startTime;  
startTime 0;
```

---

<sup>8</sup>Para algún caso extremo, encontrado en las simulaciones donde se combinó un diámetro de  $5 \cdot 10^{-3}$  m con una velocidad de  $1,5 \text{ ms}^{-1}$ , se obtiene un número de Reynolds de valor 2083.

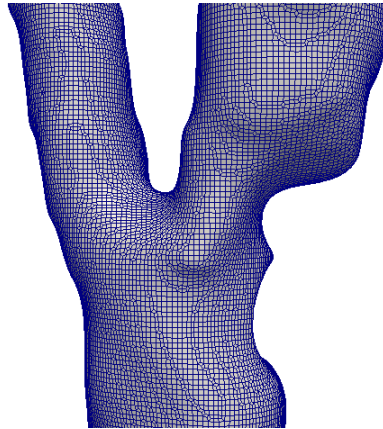


Figura 5.15: Ajuste a la superficie STL. En este caso con una densidad de malla similar a las utilizadas para realizar las simulaciones.

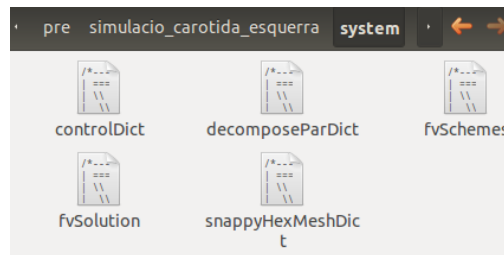


Figura 5.16: El directorio System.

```
stopAt endTime;  
endTime 1.6;  
deltaT 0.0005;  
writeControl adjustableRunTime;  
writeInterval 0.0515625;  
purgeWrite 0;  
writeFormat ascii;  
writePrecision 9;  
writeCompression uncompressed;  
timeFormat general;  
timePrecision 6;  
runTimeModifiable yes;  
adjustTimeStep yes;
```

```

maxCo 1;
libs ("libwomersleyVelocityPeak.so");
// *****

```

Se observa por ejemplo que se comienzan a leer los datos en el tiempo 0, (startTime 0;), carpeta cero, podría ser de otra carpeta, si la simulación fue interrumpida por algún motivo. También se puede apreciar que la simulación se detendrá cuando se arribe al tiempo 1,6 segundos, aproximadamente el doble del período de un ciclo cardíaco.

Aspecto importante de este diccionario es la determinación del time step, es decir el paso de tiempo en la discretización del término temporal, que se define mediante el uso de la palabra clave deltaT, en este caso fijado a un valor de 0.0005 segundos. Para lo cual se debe tener en cuenta que para lograr precisión temporal y estabilidad numérica cuando se hacer correr la aplicación icoFoam, o alguna de sus derivaciones, el número de Courant no debe ser superior a 1. Este número está definido para una celda como

$$C_o = \frac{\partial t |\mathbf{U}|}{\partial x} \quad (5.2)$$

donde  $\partial t$  es el time step,  $|\mathbf{U}|$ , es la magnitud de la velocidad a través de la celda y  $\partial x$  es el tamaño de la celda en la dirección de la velocidad.

## 5.7. Discretización y esquemas numéricos utilizados

En el diccionario *fvSchemes* se almacena la información sobre la discretización y esquemas numéricos utilizados, mientras que en el diccionario *fvSolution* se especifican parámetros para controlar los solvers, algoritmos, tolerancias, etc [9,10]. Ambos diccionarios se encuentran en el directorio system, figura 5.17.

La discretización estándar del programa se basa en la integración Gaussiana [9,10], este tipo de discretización emplea la suma de valores de una variable determinada sobre las caras de una celda o volumen de control. Para encontrar el valor de estas variables en dichas caras se utiliza además algún esquema de interpolación de los valores en los centros de las celdas a los centros de las caras. Se recuerda que esta es la forma de discretizar que emplea el método de volúmenes finitos (MVF), desarrollada en el capítulo 3.

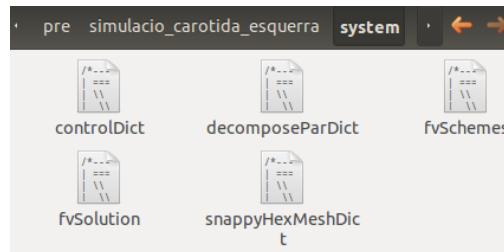


Figura 5.17: fvSchemes y fvSolution en el directorio system.

Una de las ventajas con las que cuenta el programa OpenFOAM® es que le brinda al usuario total libertad sobre los esquemas numéricos a usar tanto para representar diferentes operaciones, como pueden ser derivadas, gradientes, laplacianos, etc, así como para determinar el tipo de interpolación de valores entre un grupo de puntos y otros [9,10].

A continuación se muestra la configuración final del diccionario *fvSchemes*, con cada uno de los esquemas numéricos utilizados en el presente trabajo.

```

ddtSchemes
{
    default Euler;
}
P
gradSchemes
{
    default Gauss linear;
    grad(p) Gauss linear;
}
divSchemes
{
    default none;
    div(phi,U) Gauss upwind;
}
laplacianSchemes
{
    default none;
    laplacian(nu,U) Gauss linear corrected;
}

```

```

        laplacian((1|A(U)),p) Gauss linear corrected;
    }
    interpolationSchemes
    {
        default linear;
        interpolate(HbyA) linear;
    }
    snGradSchemes
    {
        default corrected;
    }
    fluxRequired
    {
        default no;
        p ;
    }

```

En la guía del usuario [9] se pueden encontrar todos los esquemas numéricos que provee el programa y su correspondiente explicación.

## 5.8. Solucionadores utilizados

Con respecto a los solucionadores (solvers)<sup>9</sup> lineales de ecuaciones, las tolerancias y los algoritmos (diccionario *fvSolution*) la configuración en el presente trabajo de tesis fue la siguiente:

```

solvers
{
    p
    {
        solver PCG;
        preconditioner DIC;
        tolerance 1e-06;
        relTol 0;
    }
}

```

---

<sup>9</sup>No confundir con los solvers que suministra OpenFOAM® para resolver casos, como por ejemplo el propio icoFoam.

```
U
{
  solver PBiCG;
  preconditioner DILU;
  tolerance 1e-05;
  relTol 0;
}
}
PISO
{
  nCorrectors 2;
  nNonOrthogonalCorrectors 2;
  pRefCell 0;
  pRefValue 0;
}
```

## 5.9. Algoritmo utilizado (PISO)

Como ya se mencionó en el capítulo 3, muchos solvers en OpenFOAM® utilizan los algoritmos PISO o SIMPLE. Estos algoritmos son procedimientos iterativos para resolver ecuaciones de velocidad y presión. El algoritmo PISO es utilizado para los problemas transitorios y el SIMPLE para problemas estacionarios [9, 10]. Ambos algoritmos se basan en la evaluación de algunas soluciones iniciales y que luego se van corrigiendo [9, 10]. Con el algoritmo SIMPLE sólo realiza una corrección mientras que el PISO requiere más de 1. En nuestro caso se utilizó el algoritmo PISO con 2 correctores utilizados fue 2. Con respecto a la no ortogonalidad de la malla el número de correctores 2 resultó adecuado. A las presiones de referencias utilizadas se les asignó el valor 0.

## 5.10. Ejecución

Después que está todo el caso preparado, desde un terminal se ejecuta el solver<sup>10</sup> destinado a resolver el caso, que en nuestro caso fue el icoFoam. Se

---

<sup>10</sup>En este caso solver se refiere al conjunto de ecuaciones y algoritmos para resolver un problema particular.

pueden apreciar en el terminal, en tiempo de ejecución, los valores medios y máximos del número de Courant, el valor inicial y final de los residuos de cada variable calculada, el número de iteraciones, el tiempo de ejecución y otros parámetros de interés durante el proceso resolutivo. Lo mejor para el seguimiento del proceso, en nuestros casos, fue utilizar el comando de UNIX `nohup`, que permitió tanto poder cerrar el terminal manteniendo la ejecución del solver así como imprimir todos los resultados intermedios del proceso resolutivo en un fichero texto, y de esta forma poder realizar análisis posterior.

## 5.11. Implementación de un perfil Womersley

Como se ha descrito con anterioridad, la ecografía Doppler permite obtener curvas de velocidades ( $V_{peak}$ ) en determinadas regiones de la luz arterial de las carótidas [100], ver 4.1.1.

Las  $V_{peak}$  de los espectros Doppler localizados en los ejes centrales, de las entradas y salidas de las carótidas<sup>11</sup> fueron utilizadas para obtener los perfiles de velocidad Womersley, impuestos como condición de contorno a nuestros modelos.

A continuación se describirá como se obtuvo dicho perfil a partir de estas curvas de velocidades. Al utilizar en la nomenclatura el nombre  $V_{peak}$ , entenderemos que representa a una curva de velocidad localizada en una zona central del vaso arterial.

### 5.11.1. Cálculo del perfil de velocidades

En este apartado es descrita la relación analítica existente, entre la curva de velocidad pico,  $V_{peak}$  y un campo de velocidades con perfil tipo Womersley, para el caso de un cilindro rígido recto.

Este tipo de perfil será usado como condición de contorno en la simulaciones realizadas, al resultar la mejor aproximación para flujos pulsátiles periódicos, siempre y cuando no se cuente con el campo de velocidades reales en la frontera. Se utilizan los trabajos de Womersley,

---

<sup>11</sup>ACC1, ACI1 y ACE1 en nuestros modelo.

(1955) [196] y el apéndice del artículo Holdsworth et al., (1999) [100], por lo clara de la formulación.

La descomposición en series de Fourier, de la curva periódica de velocidad pico, puede ser escrita como:

$$V_{\text{peak}}(t) = \sum_{k=0}^{\infty} V_{\text{peak},k} \cos(k\omega t - \phi_k) = \sum_{k=0}^{\infty} \text{Re} \left\{ V_{\text{peak},k} e^{i(k\omega t - \phi_k)} \right\} \quad (5.3)$$

Y la descomposición de la curva de velocidad media puede ser escrita como:

$$V_{\text{mean}}(t) = \sum_{k=0}^{\infty} V_{\text{mean},k} \cos(k\omega t - \psi_k) = \sum_{k=0}^{\infty} \text{Re} \left\{ V_{\text{mean},k} e^{i(k\omega t - \psi_k)} \right\} \quad (5.4)$$

Para  $k = 0$  (es la componente del flujo estacionario), el perfil de velocidades es parabólico, en dicho caso  $V_{\text{mean},0} = V_{\text{peak},0}/2$ . Para los términos de  $k > 0$ , se necesita invocar a la solución analítica de un flujo sinusoidal en tubo rígido, expresada aquí como función de la velocidad media:

$$v(y, t) = \text{Re} \left\{ V_{\text{mean},k} \left[ \frac{J_0(\tau_k) - J_0(\tau_k y)}{J_0(\tau_k) - 2J_1(\tau_k)/\tau_k} \right] e^{i(k\omega t - \psi_k)} \right\} \quad (5.5)$$

donde  $J_0$  y  $J_1$  son de las funciones de Bessel de cero y de primer orden respectivamente,  $i = \sqrt{-1}$ ,  $\text{Re}\{\cdot\}$  representa la parte real de una cantidad compleja, y es la posición radial normalizada con relación al radio de la arteria ( $R$ ) y:

$$\tau_k = \alpha_k i^{-3/2}$$

donde  $\alpha_k$  es el número de Womersley del armónico  $k$ th, esto es:

$$\alpha_k = R \sqrt{\frac{k\omega}{\nu}}$$

Donde  $\nu$  es la viscosidad cinemática de la sangre.

En la línea central de la arteria, esto es ( $y = 0$ ), la ecuación 5.5 se reduce a:

$$v(0, t) = \text{Re} \left\{ V_{\text{mean},k} \left[ \frac{J_0(\tau_k) - 1}{J_0(\tau_k) - 2J_1(\tau_k)/\tau_k} \right] e^{i(k\omega t - \psi_k)} \right\} \quad (5.6)$$



Si reconocemos que  $v(0, t)$  es simplemente el término  $k$ th de  $V_{\text{peak}}(t)$ , se llega a la siguiente relación entre los coeficientes de Fourier para  $V_{\text{peak}}(t)$  y  $V_{\text{mean}}(t)$ :

$$V_{\text{mean},k} e^{-i\psi_k} = V_{\text{peak},k} e^{-i\phi_k} \left[ \frac{J_0(\tau_k) - 2J_1(\tau_k)/\tau_k}{J_0(\tau_k) - 1} \right] \quad (5.7)$$

Por lo tanto, dado  $V_{\text{peak},k}$  y  $\phi_k$  de la descomposición en Fourier, de la función de onda de la velocidad pico y  $\alpha_1$ , podremos reconstruir la velocidad media y por tanto la velocidad media de la onda  $V_{\text{mean},k}$  y  $\psi_k$ .

Teniendo en cuenta la relación 5.7 entre los coeficientes de los desarrollo en series Fourier de las curvas de velocidad pico (**Vpeak**) y la curva de velocidad media (**Vmed**), resulta posible utilizar 5.5, para obtener  $v(y, t)$ , que no es otra cosa que el perfil de velocidades tipo Womersley, para un cilindro rígido, sometido a un flujo periódico en la entrada, cuyos valores en el centro coinciden con los valores de la función  $V_{\text{peak}}$ .

El lenguaje de programación utilizado para esta implementación fue el C++, y se utilizó el mismo entorno de trabajo del OpenFOAM®, siendo utilizadas algunas de sus librerías.

### 5.11.2. Prueba de la implementación

#### Cilindro con perfil de velocidades plano y periódico en la entrada

La primera parte del experimento de prueba de la condición de contorno elaborada consistió en aplicarle a un cilindro una velocidad plana y periódica en la entrada, de manera que el resultado en la salida del mismo, una vez desarrollado el flujo, no fuera otra cosa que un perfil de velocidades Womersley.

El cilindro fue elaborado con la herramienta del OpenFOAM®, blockMeshdict, ver figura 5.18. Las dimensiones del cilindro son 5mm de diámetro y 50 mm de largo.

En la entrada de este cilindro se impuso un perfil de velocidad plano (uniforme), cuya curva en función del tiempo es la representada en la figura 5.19a. Esta curva es la velocidad media correspondiente al caudal periódico de la figura 5.19b, que es un caudal hipotético.

Una vez desarrollado el flujo en la salida se obtiene un perfil de velocidades del tipo Womersley, donde la velocidad central para cada instante,  $V_{\text{peak}}$ , está representada, por la curva de la figura 5.20a.

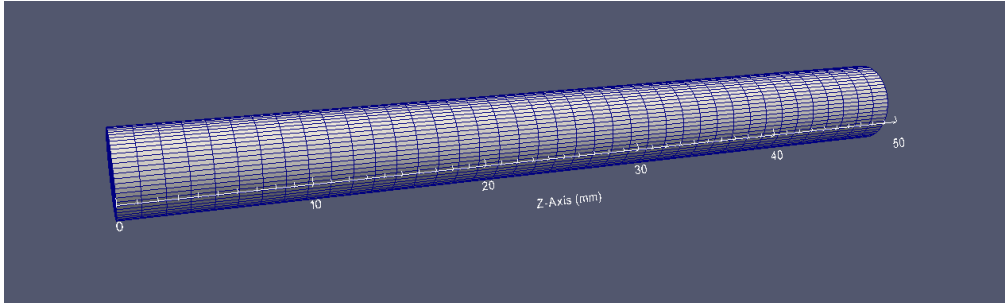


Figura 5.18: Cilindro utilizado para validar la BC Womersley.

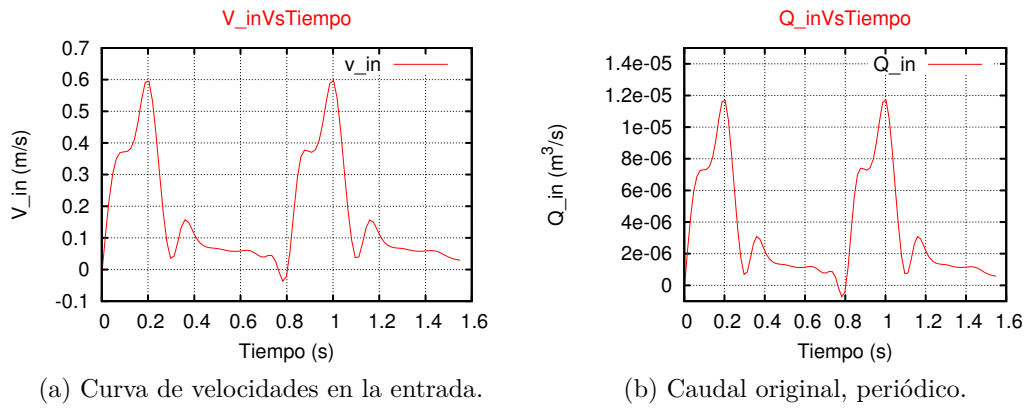
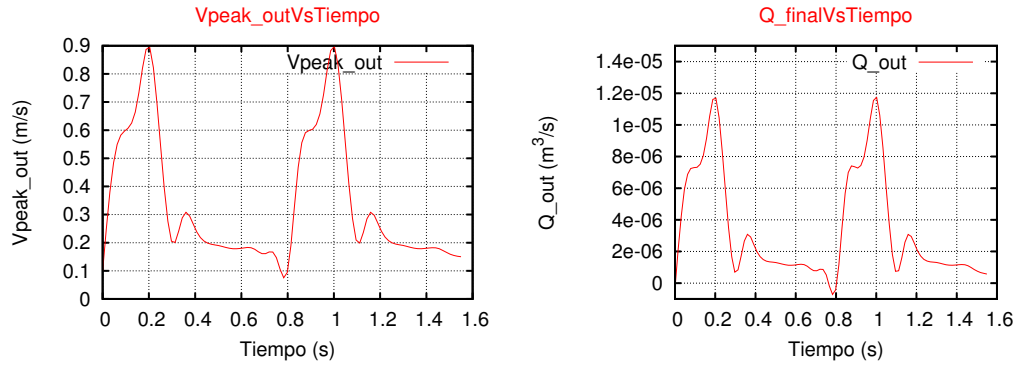


Figura 5.19: Curva de velocidad impuesta.



(a) Velocidad central en la salida, que se utiliza como dato de entrada para la validación.

(b) Caudal obtenido al final.

Figura 5.20: Curva de velocidades pico.

Esta curva de velocidades es entonces utilizada en una nueva simulación numérica, en este caso utilizándola como dato en la entrada, y haciendo servir la condición de contorno implementada, Womersleyvelocitypeak.

Se obtiene como resultado un flujo de salida muy similar al flujo de entrada, ver figura 5.20b.

## 5.12. Breve resumen del capítulo

Se ha pretendido explicar de forma muy resumida el trabajo con OpenFOAM® a través de la elaboración de uno de nuestros casos. Se expone el trabajo para realizar el mallado con la utilidad snappyHexMesh, y como se definen las propiedades físicas, así como las condiciones de contorno e iniciales. También se describen como se deben preparar diccionarios fundamentales para ejecutar el solver como son el *fvSchemes* y el *fvSolution*. Existen muchas opciones que brinda el software cuestión de espacio no han sido expuestas, estas se pueden encontrar en algunas fuentes como son la guía del usuario y del programador de OpenFOAM®. Sobre todo se ha pretendido mostrar el mínimo de condiciones indispensables para poder realizar un caso similar al que son utilizados en los capítulos de aplicaciones.

Se ha agregado en la parte final del capítulo un apartado dedicado a la

implementación de un perfil de velocidades tipo Womersley y su validación para un cilindro, ya que dicha implementación se realizó dentro del entorno OpenFOAM®. Aunque en principio la implementación se puede suplir con una simulación en un cilindro realizando un mapeo de las velocidades en las entradas y salidas de las arterias, el hecho de utilizar directamente el resultado del perfil, facilita enormemente el trabajo al usuario, sin contar con que en algunos casos prácticos, el mapeo de los valores puede resultar una tarea de muy difícil realización.

### **Notas sobre las principales fuentes utilizadas:**

La fuente fundamental en la redacción de este capítulo, ha sido la Guía del Usuario y la Guía del Programador del OpenFOAM®, que se pueden descargar de su sitio web [9, 10]. En el caso del perfil Womersley artículo [100, 196].

**Licencias y otros datos de los programas descritos o utilizados:**OpenFOAM®

Copyright © 2004-2015 OpenCFD Ltd (ESI Group).

Copyright © 2011-2015 OpenFOAM Foundation|OPENFOAM  
and OpenCFD are registered trademarks of OpenCFD Ltd.

Trademarks

ANSYS is a registered trademark of ANSYS Inc.

CFX is a registered trademark of Ansys Inc.

CHEMKIN is a registered trademark of Reaction  
Design Corporation

EnSight is a registered trademark of Computational Engineering  
International Ltd.

Fieldview is a registered trademark of Intelligent Light

Fluent is a registered trademark of Ansys Inc.

GAMBIT is a registered trademark of Ansys Inc.

Icem-CFD is a registered trademark of Ansys Inc.

I-DEAS is a registered trademark of Structural Dynamics  
Research Corporation

JAVA is a registered trademark of Sun Microsystems Inc.

Linux is a registered trademark of Linus Torvalds

OpenFOAM is a registered trademark of SGI Corp.

ParaView is a registered trademark of Kitware

STAR-CD is a registered trademark of Computational  
Dynamics Ltd.

UNIX is a registered trademark of The Open Group

## Capítulo 6

# Visualización: ParaView

COMO ya se ha mencionado, el OpenFOAM<sup>®</sup> cuenta también con herramientas de post-procesado. Entre estas destaca la utilidad paraFoam, que es un script<sup>1</sup> que lanza al programa de visualización, también de código abierto, ParaView [9,10].

Este software utiliza el kit de herramientas de visualización (VTK)<sup>2</sup> tanto para procesar los datos como motor de renderizado, por lo que evidentemente ParaView puede leer datos con formato VTK. En este sentido OpenFOAM<sup>®</sup>, siendo fiel a su filosofía,<sup>3</sup> incluye también la utilidad foamToVTK que convierte los datos correspondientes a los resultados de la simulación al formato VTK. Lo anterior permite visualizar los resultados con las herramientas gráficas desarrolladas para este tipo de archivos, y entre estas ParaView resultó la más conveniente por todas las prestaciones que ofrece en las labores de post-procesado [9,10].

De esta forma OpenFOAM<sup>®</sup> ofrece al menos dos caminos para utilizar el potente programa de visualización ParaView, la primera mediante la utilidad paraFoam capaz de lanzar el visualizador dentro del entorno del programa, y la segunda mediante la utilidad foamToVTK, que independiza a OpenFOAM<sup>®</sup> del visualizador, pues ya el usuario puede contar con los archivos en formato VTK.

En las primeras etapas de la presente investigación se usó la primera opción y posteriormente, y de forma definitiva, se optó por la segunda, por

---

<sup>1</sup> Archivo de órdenes.

<sup>2</sup> The Visualization Toolkit (VTK) [17].

<sup>3</sup> Una de las bases de la filosofía del OpenFOAM<sup>®</sup> es la de ofrecer al usuario la mayor cantidad de libertades posibles.

las libertades que brinda, en cuanto a manipulación de archivos, cambios de rutas, cambio de ordenadores, independencia del OpenFOAM<sup>®</sup>, etc.

En la esencia de ambos procedimientos para visualizar y analizar los resultados se encuentra el programa ParaView, por lo cual en el presente capítulo serán descritas brevemente algunas de sus características. Se debe señalar que ParaView cuenta con muchas opciones que por cuestiones de espacio no serán mencionadas y que existe abundante información sobre el programa en la red, a la cual se puede acceder libremente, en sitios como [8, 11–15] y en la misma documentación del programa OpenFOAM<sup>®</sup> [9, 10]. Para todo el trabajo de investigación ParaView resultó ser una herramienta muy valiosa, no solo en los trabajos de post-procesado sino que también en el pre-procesado, pues con ella se pudieron realizar visualizaciones de modelos en fase constructivas, importaciones y exportaciones a múltiples formatos, cortes de modelos, traslado de varios modelos a un centro de origen común, mediciones de distancias y otras tantas, que muestran la versatilidad del software. Una gran cantidad de las imágenes en el presente trabajo han sido posibles gracias a este programa.

## 6.1. Instalación

Cuando en un entorno GNU/Linux se instala OpenFOAM<sup>®</sup>, de forma automática una versión de ParaView queda disponible en el ordenador. Otra opción es instalarlo directamente del repositorio de la distribución de Linux que se esté utilizando, ya sea con alguna de las herramienta de instalación de paquetes como Synaptic o usando el terminal.<sup>4</sup> También se puede descargar el paquete desde el sitio web de ParaView e instalarlo a partir de la descarga efectuada. Este un software se encuentra disponible para varios sistemas operativos.

## 6.2. La Interfaz

La disposición mostrada en la figura 6.1 es un ejemplo aproximado de la interfaz<sup>5</sup> que muestra ParaView [14]. Como en muchos programas, existen

---

<sup>4</sup>Esta fue la opción, empleada en la siguiente investigación. No resulta muy determinante la forma en que sea instalado.

<sup>5</sup>Para la descripción de este apartado se ha utilizado como guía [14].

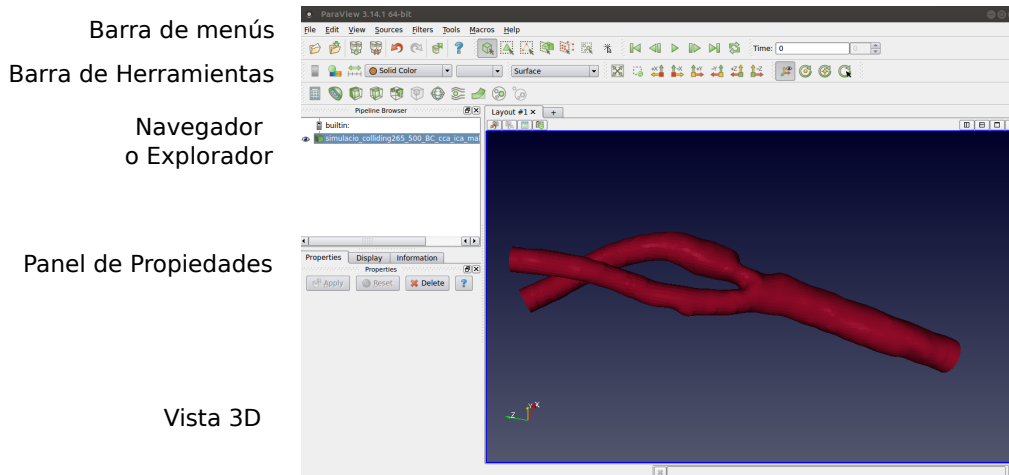


Figura 6.1: Interfaz de ParaView.

muchas ventanas que se pueden maximizar, minimizar, mover y ocultar, pero las ventanas que aparecen en la imagen, son las que se visualizan de forma predeterminada la primera vez que este programa es abierto. En ella se pueden encontrar los siguientes componentes.<sup>6</sup>

**Barra de menús:** Como con cualquier otro programa, la barra de menús permite acceder a la mayoría de las prestaciones del programa [14].

**Barras de herramientas:** Las barras de herramientas proporcionan un acceso rápido a las prestaciones más utilizadas dentro de ParaView.

**Navegador o explorador:** Gestiona la lectura y el filtrado de los datos a través de un explorador. Permite la selección de determinados objetos, el cambio de nombres, su visualización, etc.

**Panel de propiedades:** El panel de propiedades permite ver y cambiar parámetros del objeto seleccionado en el explorador. Por defecto se activan dos pestañas, una de “display” que permite modificar la forma de visualizar el objeto seleccionado, y otra de “information” que nos brinda una información básica de los datos del mismo.

**3D:** El resto de la interfaz gráfica de usuario se utiliza para presentar los datos de manera que se puedan visualizar, interactuar y explorar.

Como ya se comentó esta interfaz gráfica de usuario es altamente configurable, de modo que es fácil cambiar el aspecto de la ventana. Las

<sup>6</sup>Se describen brevemente, como es lógico estas configuraciones pueden variar como en la mayoría de programas gráficos actualmente.



barras de herramientas se pueden mover e incluso ocultar a la vista. Para alternar el uso de una barra de herramientas, se debe ir a los submenús de la pestaña Ver. Tanto el explorador, como el panel de propiedades se pueden hacer funcionar como ventanas flotantes o acoplables [14]. Esto significa que estos componentes pueden ser movidos alrededor de la GUI,<sup>7</sup> eliminando sus propias ventanas flotantes, o escondiéndolas en conjunto. Estas dos ventanas son importantes para el funcionamiento de ParaView, así que si se esconden y luego son necesarias, se pueden recuperar con el menú View [14].

### 6.3. Filtros

Los filtros son unidades funcionales que procesan los datos para generar, extraer o derivar características de los mismos. Los filtros se pueden interconectar entre sí, esta interconexión puede verse en el navegador. Hay una gran cantidad de filtros disponibles en ParaView. Se presentarán a continuación algunos de los más utilizados [10, 12, 14, 15]:

**Calculator:** Evalúa una expresión definida por el usuario [14].

**Contour:** Extrae los puntos, curvas o superficies donde un campo escalar es igual a un valor establecido por el usuario. Esta superficie es llamada habitualmente isosuperficie [14].

**Clip:** Permite seleccionar una porción del espacio mediante la intersección con determinadas formas geométricas, como son cubos, planos, esferas y valores de escalares. Es interesante que el usuario puede elegir con que porción se quedará, si con la que se encuentra en el interior de la forma geométrica utilizada o si con la porción externa a dicha geometría [14].

**Slice:** Permite interceptar la geometría con un plano. El efecto es similar al clip utilizando un plano excepto que todo lo que queda es la geometría donde el plano se encuentra situado. La figura 6.2 que es una reproducción de la figura A.11a es un ejemplo de utilización de este filtro en el trabajo de investigación.

**Extract subset:** Un subconjunto de una malla mediante la definición de un volumen ya sea de interés o una tasa de muestreo [14].

**Threshold:** Extrae las celdas que se encuentran dentro de un rango específico de un campo escalar [14].

---

<sup>7</sup>La interfaz gráfica de usuario, conocida también como GUI (del inglés graphical user interface).

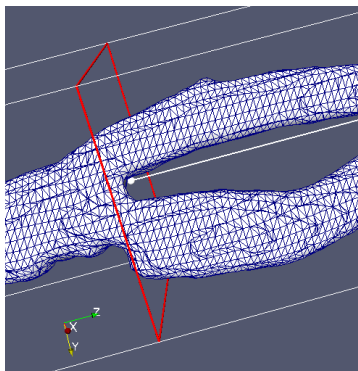


Figura 6.2: Slice.

**Glyph:** Este filtro le asocia una forma simple, por ejemplo una flecha, a cada punto de la malla. Esta forma pueden estar orientada por vectores y puede ser escalada [14].

**TemporalStatistic:** Es un filtro que permite como su nombre indica, obtener diferentes valores estadísticos, teniendo en cuenta los valores que toma una variable en los diferentes instantes en que se estén analizando los resultados de la simulación.

Estos filtros son solo una pequeña muestra de los que se encuentran disponibles en ParaView. En el menú filtros se pueden encontrar muchos más, útiles para procesar los datos.

## 6.4. Multiview

Puede ser muy difícil de presentar muchas variables en la misma vista. Para ayudar a explorar la complicada visualización de los datos, ParaView contiene la capacidad de presentar varias vistas de los datos y correlacionarlos de forma conjunta [14]. Cada vista puede mostrar un aspecto independiente de los datos y juntos pueden producir una mejor comprensión del fenómeno en su conjunto. En la parte superior de cada vista hay una pequeña barra de herramientas y cuatro botones de control que permiten la creación y supresión de diferentes vistas. Estos botones se encuentran en el lado derecho de esta barra de herramientas [14].

## 6.5. Volume rendering

En el ParaView existen varias opciones para representar los datos, como son por ejemplo: superficies, mallas y la combinación de ambas. En muchas ocasiones es conveniente representar todo el conjunto de los datos como un volumen [14], como en el caso en que es necesario analizar el archivo VTI, obtenido con la herramienta vmtk, del apéndice A.

El programa permite esta representación con la cual todo el dominio o la zona seleccionada, se puede ver como una nube transparente con el campo

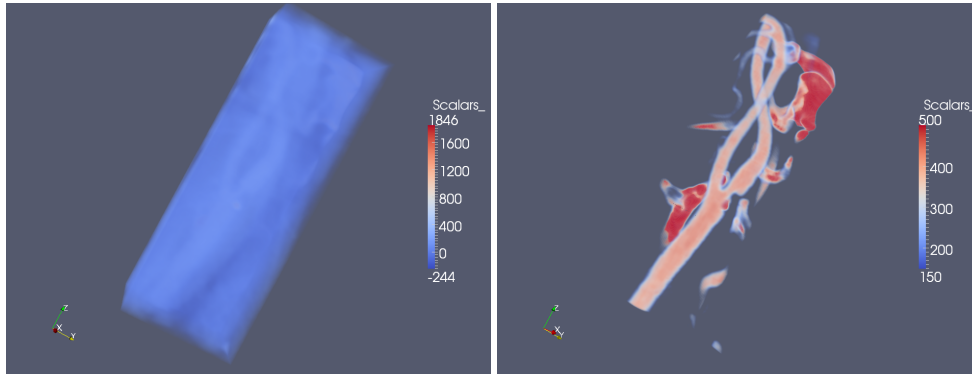


Figura 6.3: La representación mediante Volumen.

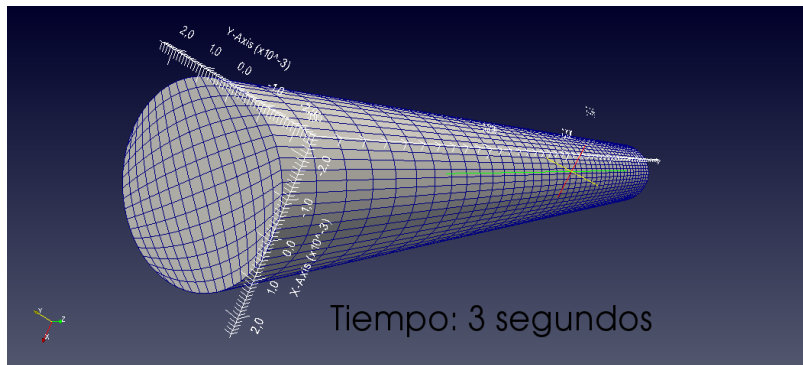


Figura 6.4: El tiempo en ParaView.

escalar determinando el color y la densidad en cada punto de la nube [14].

A diferencia de la interpretación de superficie, la representación de volumen permite ver todas las características a través de un volumen. Un ejemplo del uso de este tipo de representación se observa en la figura 6.3, que es una reproducción de las figuras A.1 y A.2 del apéndice A.

## 6.6. Tiempo

ParaView brinda la posibilidad de visualizar los resultados para cada instante de tiempo simulado. En la figura 6.4 se observa una reproducción de la imagen donde se muestra una malla realizada en un instante determinado, es la misma utilizada en 3.1.

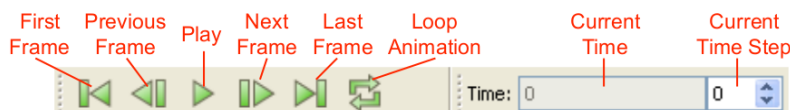


Figura 6.5: Barra de control del tiempo. Tomado de [14].

Para movernos en el tiempo se utilizan los iconos que se encuentran en la barra de herramientas. Con ellos también podemos indicar que queremos visualizar la animación de la simulación durante el intervalo temporal en el que fueron escritos los resultados [14].

El potente paquete de visualización cuenta con muchas otras herramientas, que se pueden utilizar según las necesidades del usuario, entre ellas capturas de imágenes, almacenaje de animaciones y estados, etc. La explicación de su funcionamiento se puede encontrar casi de forma íntegra en internet. El usuario puede adaptar su conocimiento a la necesidad que tenga de procesamiento de los datos, visualización y análisis de sus resultados.

## 6.7. Otros programas

No se debe olvidar que la descripción de esta herramienta ha sido necesaria, por la importancia que tuvo en su trabajo combinado con OpenFOAM®, y además porque es la herramienta de visualización con la cual por defecto trabaja dicho software, no obstante también es posible efectuar el post-proceso usando otros programas, como son EnSight, Fieldview y el post-procesador que suministra Fluent [9, 10].

## 6.8. Breve resumen del capítulo

El presente capítulo pretende ser una presentación de ParaView. Las descripciones de las prestaciones descritas y muchas más, se pueden encontrar en sitios web, de forma totalmente gratuita. No obstante el programa mereció un capítulo, por resultar de gran valor en todas las etapas de la simulación. Ya se comentó que fue utilizada en el pre-procesado y post-procesado.

Pero incluso durante el proceso de cálculo de OpenFOAM® también resultó de gran utilidad en la solución de problemas de convergencia en las simulaciones. El poder visualizar el fenómeno en diferentes regiones y

momentos con ParaView, permitió por ejemplo encontrar con relativa rapidez imperfecciones en la superficies y valores de variables ilógicos desde un punto de vista físico.

### **Notas sobre las principales fuentes utilizadas:**

Como ya se comentó al inicio del capítulo, se encuentra mucha información en internet a disposición de los usuarios en diferentes sitios webs como por ejemplo [8, 11–15]. También en la documentación correspondiente al programa OpenFOAM® [9, 10]. En la elaboración de este capítulo se ha seguido un tanto el guión que normalmente brinda cualquier manual de ParaView, en especial “The ParaView Tutorial - KitwarePublic” [14].

## Capítulo 7

# Metodología para aplicar en la zona Carotídea

EN el presente capítulo se describe de forma general la metodología utilizada en este trabajo de tesis en su aplicación a la zona carotídea. Es la que permite, a partir de la toma de un conjunto de datos clínicos, obtener los resultados de interés para la investigación, que son las variables hemodinámicas fundamentales, imágenes, etc.

Se utilizan las herramientas, técnicas, métodos y software descritos en las secciones previas. En los capítulos posteriores, se aplica esta metodología a determinados casos concretos, ya sean clínicos o a modelos. En ellos la descripción se realiza de una forma más específica.

Se ha considerado útil la inclusión de este capítulo como enlace entre los capítulos iniciales, que van desde la introducción a los fundamentos de trabajo y los posteriores, dedicados a los estudios realizados, resultados y conclusiones; pues se describen ciertas pautas que pueden ser de interés tanto para el seguimiento de la investigación y como para una generalización de los procedimientos en futuros trabajos de aplicación.

### 7.1. Toma de datos

El primer paso para efectuar las simulaciones consiste en tomar los datos a través de la ecografía Doppler y el angio-TC. Para lo cual es necesario delimitar la zona de estudio y dentro de esta definir las “secciones” en

las cuales se tomarán determinados datos más específicos como son las velocidades y diámetros.

### 7.1.1. Zona de estudio y secciones

La zona de estudio en nuestros casos es un segmento de la arteria carótida. Se hace coincidir el origen de un sistema de coordenadas rectangular con la bifurcación carotídea. A partir de la bifurcación se incluyen las ramas correspondientes a la arteria carótida común (ACC), la arteria carótida interna (ACI), y a la arteria carótida externa (ACE). Se procura que estas ramas sean suficientemente largas [100, 161]. Una medida aceptable son unos 25 mm para cada una de ellas. Después se definen unas secciones, perpendiculares a los ejes de cada rama separadas aproximadamente a 12,5 mm una de la otra. Estas medidas podrían variar entre un paciente y otro, según las características geométricas propias. Es en estas secciones donde se obtendrán los espectros resultantes de las ecografías Doppler. Si se observa un colateral, se puede optar por incluirlo o acotar la zona hasta una sección anterior, dependiendo de la tortuosidad de la rama y de la importancia del colateral.

### 7.1.2. Ecografía Doppler, angio-TC o angio-RM

A continuación se recopila toda la información posible mediante el uso de la ecografía Doppler en los centros de las secciones transversales, definidas previamente. Si es posible se toman datos en secciones intermedias. Esta información recopilada debe contener espectros de velocidades, imágenes de la zona donde se están tomando los datos y los diámetros de las secciones. Las secciones más distantes a la bifurcación aportaran los datos, posibles candidatos, a ser utilizados como condición de contorno en los modelos. Dependiendo esto, como ya se comentó, de la tortuosidad de la rama y de que existan o no colaterales importantes antes de estas secciones. Los archivos de datos DICOM, recopilados mediante angio-TC o angio-RM, son los utilizados para reproducir las geometrías [161].

## 7.2. Procesamiento de los datos

Una vez que han sido recopilados todos estos datos ya se puede proceder a su procesamiento. En lo fundamental consiste tanto en la obtención de las curvas de velocidades que se utilizarán en el cálculo de los perfiles tipo Womersley, empleados como condición de contorno en las entradas y salidas de los modelos, como en la reproducción de las geometrías 3D de las arterias carótidas.

### 7.2.1. Curvas de velocidad

De los espectros de velocidades obtenidos mediante la ecografía Doppler, se obtienen las curvas de velocidades en el centro de las secciones, como ya fue descrito en el capítulo 4.

### 7.2.2. Construcción del modelo

A partir de los archivos de datos DICOM, recopilados ya sea mediante un angio-TC o de un angio-RM, se utiliza alguna herramienta informática que permita obtener la geometría de la arteria mediante un proceso de segmentación. Existen diversos software de libre distribución que se pueden utilizar a tal efecto, como son el *vmrk* [16] o el *ITK-SNAP* [6]. Aunque en el presente trabajo se ha descrito el trabajo con la herramienta *vmrk* [16], es bueno señalar que en la obtención de los modelos se han usado indistintamente ambos programas con buenos resultados, ver [161]. Si se utiliza la herramienta *ITK-SNAP* hay que tener en cuenta que esta permite realizar el proceso de segmentación tanto de forma manual como automático o semiautomático. Se prefiere el proceso manual, a pesar de ser laborioso, por permitir ajustar plano a plano los contornos del vaso sanguíneo observados en el angio-TC. El automático o semiautomático tienen el inconveniente de que en algunas partes del segmento estudiado puede haber valores diferentes de los gradientes de intensidad en la imagen, situación que también puede ocurrir con la placa que se puede encontrar ulcerada o compacta.

Como resultado de la segmentación se obtiene una superficie tridimensional, que normalmente tendrá un formato *stl* (*STereoLithography Format*). Esta superficie no permite todavía que sea efectuado el proceso de mallado, ni siquiera el volumen de la zona a estudiar se encuentra totalmente delimitado, por lo que se hace necesario prepararla eliminando



determinadas irregularidades o suavizándola. Posteriormente se realizaran cortes transversales a las diferentes ramas (ACC, ACI y ACE), estableciendo de esta forma los límites del modelo. A cada rama resultante se le añadirán extensiones cilíndricas. Para finalizar se cerrarán con secciones planas las entradas y salidas del modelo. Es en estas secciones donde se impondrán posteriormente las condiciones de contorno de entradas y salidas en las simulaciones [161].

## 7.3. Simulación numérica

Una vez obtenido el modelo geométrico en 3D, con sus fronteras bien delimitadas y etiquetadas, se pasa a efectuar el proceso de simulación numérica del movimiento del fluido, para lo cual se debe discretizar el dominio espacial con una malla formada preferiblemente por hexaedros. Posteriormente se le aplican al modelo ya mallado las condiciones iniciales y de contorno, se asignan los valores de viscosidad y densidad de la sangre y se resuelven las ecuaciones del movimiento, que son las de Navier-Stokes mediante la ejecución del solver icoFoam, del software libre OpenFOAM®, como ya se ha explicado en el capítulo 5. Finalmente se obtiene el campo de velocidades, y las tensiones de cizallamiento y otros parámetros de interés ya sea utilizando utilidades, del propio OpenFOAM® o con herramientas de post-procesado, como el ParaView, que permite visualizar los resultados de las simulación y además calcular variables derivadas son el OSI y el TE. Se describe de forma resumida este proceso, pues en los diferentes capítulos del presente trabajo se pueden encontrar descripciones más amplias de cada una de estas etapas.

### 7.3.1. Mallado

El proceso de mallado del dominio espacial se realiza utilizando la utilidad snappyHexMesh, ver 5.3.2, del software de distribución libre OpenFOAM® [9, 10]. Valga señalar que es necesario en primer lugar crear un block con la herramienta blockMesh, de la forma ya explicada en el capítulo 5.

### 7.3.2. Condiciones de contorno

Una vez mallado el dominio, se imponen las condiciones de contorno, en la pared arterial, las entradas y salidas del modelo, esto se hace dentro del mismo entorno del OpenFOAM®. Las condiciones impuestas no son más que perfiles de velocidades del tipo Womersley, en la entrada, en nuestro caso en la arteria carótida común (ACC), y otro perfil de velocidades Womersley en la salida seleccionada. En nuestros modelos se eligió como salida la arteria carótida interna (ACI). En la pared se impone velocidad cero. Los perfiles de velocidades se obtienen de los espectros obtenidos de la ecografía Doppler.

### 7.3.3. Características físicas

En todos los casos analizados en el presente trabajo de investigación se ha considerado a la sangre como un fluido newtoniano con una viscosidad cinemática ( $\nu$ ) de  $3,6 \cdot 10^{-6} \text{m}^2 \text{s}^{-1}$  y una densidad de  $994 \text{ kg/m}^3$  y paredes rígidas. En diversos estudios se ha analizado tanto la importancia de utilizar un modelo reológico no-newtoniano para la sangre, como tener en cuenta la elasticidad de las paredes en simulaciones con segmentos arteriales. En referencia al modelo no-newtoniano, Johnston [114] concluye que utilizar un modelo newtoniano es una aproximación adecuada para una simulación de flujo pulsátil en arterias coronarias incluso en la zona diastólica del período, que es cuando más podría diferir el modelo newtoniano del no-newtoniano. En otro estudio, Lamack [127] no encuentra diferencias apreciables en simulaciones realizadas en la zona de la bifurcación de las ilíacas utilizando uno u otro modelo. Lee [129] obtiene una diferencia relativamente pequeña entre ambos modelos para estudios realizados con carótidas y, en todo caso, menores que la incertidumbre introducida en la reconstrucción geométrica [161].

Respecto a considerar o no la elasticidad de las paredes arteriales, Leuprecht [132] encuentra solo pequeñas diferencias entre considerar un modelo rígido o elástico en simulaciones realizadas en la anastomosis distal de un bypass. Seo [166] obtiene una diferencia del 5 % al 11 % entre considerar un modelo rígido y un modelo elástico en simulaciones realizadas con carótidas [161].

### 7.3.4. Ejecución del solver

La resolución de las ecuaciones de movimiento se realiza utilizando el software OpenFOAM® y el solver utilizado es el icoFoam. PISO (pressure-implicit split-operator) es el algoritmo de resolución utilizado. El PBiCG (Preconditioned bi-conjugate gradient linear solver) se utiliza para resolver las velocidades y el PCG (Preconditioned conjugate gradient linear solver) para la presión. Como criterio de convergencia, para la tolerancia de las velocidades y las presiones se toma  $10^{-5}$  y  $10^{-6}$  respectivamente. El término convectivo se discretiza según el esquema lineal “upwind differencing” mientras que para los términos de gradiente y de difusión se utiliza el esquema “Gauss lineal”. La discretización temporal se realiza con el esquema de primer orden: Euler implícito. Aunque se prefija un paso temporal (time step) de  $5 \cdot 10^{-4}$ s, se le indica al solver que este paso se pueda ajustar de forma automática durante el proceso resolutivo, de manera que el número de Courant se mantenga por debajo de 1, logrando una mayor eficiencia computacional [161]. Las pruebas de sensibilidad de las soluciones con relación al cambio de tamaño de las celdas fueron realizadas en cada caso, de forma rutinaria. La validación del proceso numérico en general mediante experimentación *in vitro* fue realizada en un trabajo anterior [162] [161].

## 7.4. Resultados

Una vez realizada la simulación, se analizan las distribuciones de WSS, OSI y el TE, variables ya definidas en el capítulo 2, apartado 2.1.1, con el objeto de determinar las zonas de mayor peligro o por crecimiento de la placa de ateromas o de trombosis por la posterior rotura de la placa [65, 161]. La visualización y presentación de los resultados se realiza con el software de código abierto ParaView [12], ver el capítulo 6.

## 7.5. Breve resumen del capítulo

En este capítulo se muestra de forma compacta el método empleado en el proceso, que comienza con la toma de datos y culmina con la obtención de resultados. Se muestran todas las técnicas y las herramientas que intervienen en todo el proceso de simulación, y que fueron descritas en los capítulos previos. Es un capítulo de enlace entre los primeros dedicados

a los fundamentos, y los siguientes, dedicados a estudio de casos específicos y análisis de los resultados. Puede resultar un tanto redundante si se siguen todos los capítulos del trabajo de tesis, no obstante su inclusión tiene el objetivo adicional de encontrar pautas que ayuden a realizar el proceso de forma más sistemática. Los detalles específicos se muestran en los capítulos introductorios, de aplicaciones y análisis de resultados.

**Notas sobre las principales fuentes utilizadas:**

Como fuente fundamental para la realización del presente capítulo se ha utilizado el trabajo [161], que al mismo tiempo forma parte esencial del todo el conjunto de la tesis.

## Capítulo 8

### Caso Clínico (Preoperatorio)

EN el presente capítulo es empleada la simulación numérica en la descripción del flujo sanguíneo en la carótida de un paciente, antes de ser sometido a una endarterectomía carotídea.

Se muestran como fueron utilizados, con este fin, muchas de las herramientas y técnicas descritas en los capítulos previos.

Se intenta además mantener el orden establecido en el capítulo de metodología, lo cual queda reflejado en cierta manera en el nombre de las secciones y subsecciones.<sup>1</sup>

En este sentido se debe señalar que si en ocasiones se repiten comentarios realizados en capítulos previos, es porque se realiza con la intención de que los capítulos de aplicaciones, se puedan leer con cierta independencia, del resto del trabajo.

En la parte final de este capítulo se obtienen los resultados tanto de variables fundamentales como el campo de velocidades, como de las variables o parámetros derivados como son el WSS, OSI y TE.

Muchos de los resultados de la presente simulación podrán ser utilizados en el capítulo de resultados generales del presente trabajo de tesis y en las conclusiones, separando así dos aspectos importantes de la investigación; los resultados del proceso de simulación en sí mismo, de los resultados relacionados con el interés clínico.

---

<sup>1</sup>Es intención mantener cierto orden metodológico, pero las especificidades de cada caso pueden determinar el curso de cada proceso de simulación.

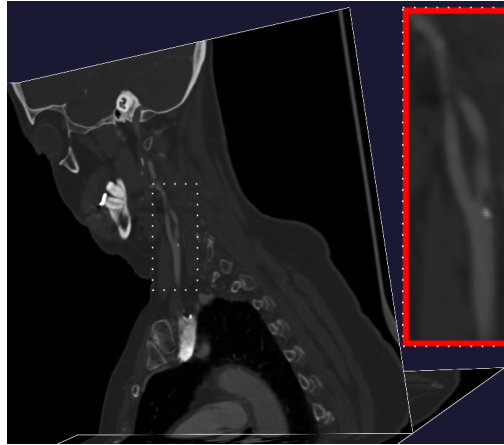


Figura 8.1: Definición de la zona de estudio. Caso clínico (preoperatorio). Esta imagen se ha obtenido con la herramienta vmtk, 4.3.

## 8.1. Toma de datos

Para proceder a tomar los datos, ya sea mediante ecografía Doppler o mediante angio-TC, se debe determinar la zona de interés clínico y dentro de esta zona localizar secciones en las cuales la medición de velocidades sea representativa.

### 8.1.1. Zona de estudio y secciones

Como se observa en la figura 8.1, la zona de interés es una carótida izquierda, claramente afectada. Los objetivos a alcanzar con la ecografía Doppler son la obtención de las curvas de velocidades en determinadas secciones de esta carótida, de manera que sirvan tanto para tener los datos, en las entradas y salidas del modelo (condiciones de contorno o BC), como para validar el resultado de las simulaciones en determinados puntos de control. Se aprovecha también la ecografía, para medir en dichas secciones los diámetros, que se compararán posteriormente con los diámetros obtenidos mediante el procesamiento de las imágenes (DICOM) que resulten del angio-TC.

Por todo lo anterior, es importante de forma previa, tener una idea aproximada del lugar en el cual se encontrarán las secciones, de forma tal que el especialista pueda trabajar en recopilación de estos datos. En la figura 8.2 se pueden observar dichas secciones. La nomenclatura utilizada

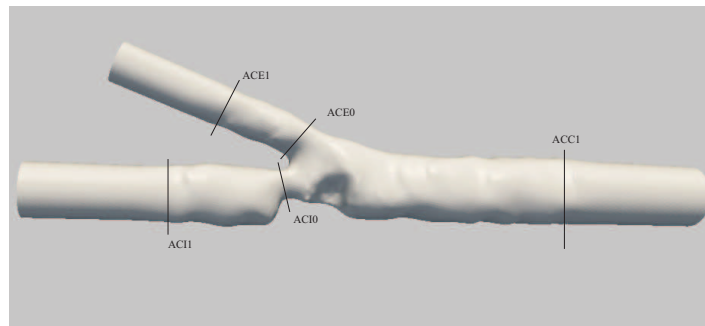


Figura 8.2: Secciones en las cuales se midieron las velocidades y los diámetros mediante de la utilización del ecógrafo Doppler. Preoperatorio.

hace referencia a los nombres de las ramas de la arteria carótida: arteria carótida común (ACC), arteria carótida interna (ACI) y arteria carótida externa (ACE) acompañadas de un número para diferenciar una sección de otra dentro de una misma rama. Se intenta que el segmento arterial se encuentre centrado en la bifurcación carotídea, y los tramos arteriales sean lo más largo posibles.

### 8.1.2. Ecografía Doppler

Una vez determinada la zona de interés clínico y dentro de esta zona las secciones de interés, el especialista procede a la toma de datos, que son velocidades y diámetros en la arteria. Este proceso no es sencillo, pues resulta difícil encontrar exactamente la localización de las secciones y sus centros, además de que se torna un tanto incomodo para el paciente. No obstante se intentan realizar la mayor cantidad de mediciones incluyendo, si es posible, secciones adicionales.

El equipo utilizado es un ecógrafo: Doppler Siemens Acuson. Transductor lineal 7 MHz. En las figuras (8.3-8.6) se observan fotografías de las velocidades obtenidas mediante ecografía Doppler. Los diámetros obtenidos mediante la ecografía Doppler se pueden ver en la tabla 8.1.

### 8.1.3. Angio-TC

En este caso se obtuvieron las carpetas con las imágenes en formato DICOM, para ser tratadas posteriormente mediante el programa vmtk. Se

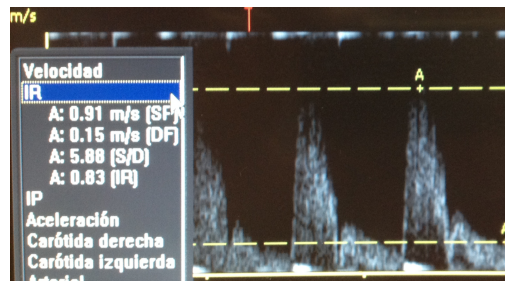


Figura 8.3: Velocidades en el centro de la ACC1, Preoperatorio.

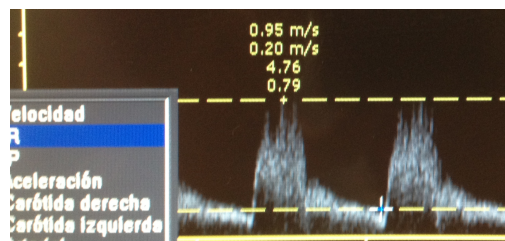


Figura 8.4: Velocidades en el centro de la ACI1, Preoperatorio.

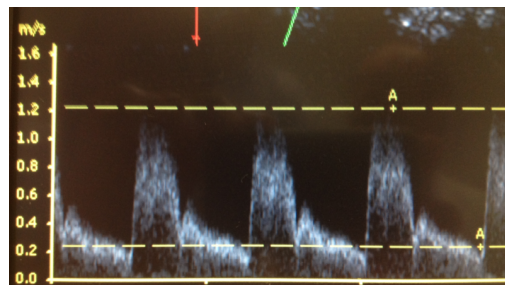


Figura 8.5: Velocidades en el centro de ACI0, Preoperatorio.

Tabla 8.1: Diámetros medidos con Doppler.

	Diámetros (mm)
ACC1	5,6
ACI0	2,1
ACI1	4
ACE0	3,9
ACE1	3,3



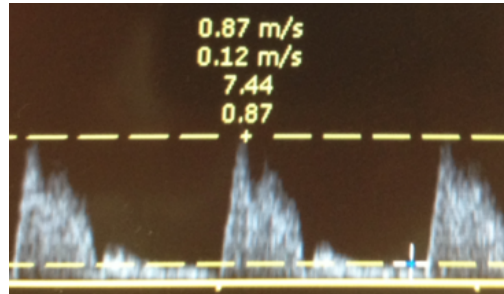


Figura 8.6: Velocidades en el centro de ACE0, Preoperatorio.

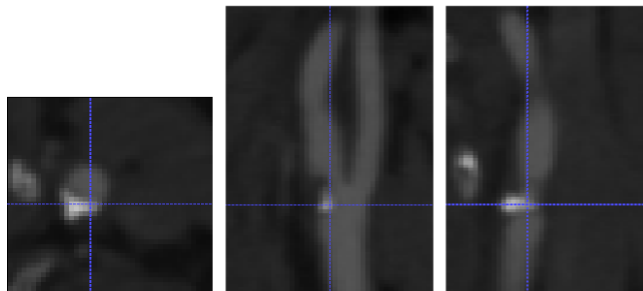


Figura 8.7: Angio-TC de la zona cercana a la bifurcación carotídea, en escala de grises. De izquierda a derecha vista axial, sagital y coronal. La resolución espacial es de 0,58 x 0,58 x 0,4 mm [161].

usó un equipo TAC Siemens Somaton Definition AS de 20 Coronas, como ya se mencionó en 4.2.1. En las figuras 8.7 y 8.8, se observan imágenes obtenidas a partir del procesamiento de las imágenes DICOM.

## 8.2. Procesamiento de datos

Los espectros de velocidades obtenidos mediante la ecografía Doppler permiten obtener las curvas de velocidades en las zonas centrales<sup>2</sup> de las secciones previamente prefijadas que se definieron en la figura 8.2. Estas

<sup>2</sup>En el presente trabajo se denominan indistintamente Vpeaks, velocidades pico, máximas o simplemente velocidades.

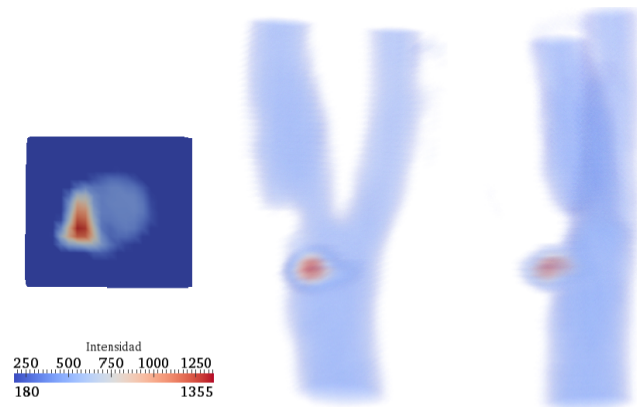


Figura 8.8: Angio-TC de la zona cercana a la bifurcación carotídea con las mismas vistas que la figura 8.7. Los valores son en unidades Hounsfield (HU). Se visualizan solo los valores de intensidad de pixel superiores a 180 HU con una asignación de colores a efectos visuales.

curvas de velocidades son las utilizadas para obtener los perfiles de tipo Womersley, que fueron impuestos como condición de contorno tanto en la entrada, ACC1, como en una de las salidas del modelo, que en este caso fue la ACI1.

### 8.2.1. Curvas de velocidades en la ACC1 y en la ACI1

Dichas curvas de velocidades pico en la ACC1 y en la ACI1 obtenidas mediante el método explicado en 4.1, se muestran en la figura 8.9. Las fotografías que se encuentran en la parte inferior aunque no respeten las escalas, sirven para mostrar aproximadamente las curvas de velocidades máximas, teniendo en cuenta los espectros obtenidos mediante la ecografía. Ya en la figura 8.10, se observan las mismas curvas de velocidades ahora superpuestas y elaboradas con gnuplot, de forma tal que se pueden apreciar diferencias, al estar ambas en una misma escala. El caudal en la entrada de la ACC1 se muestra en la figura 8.11.

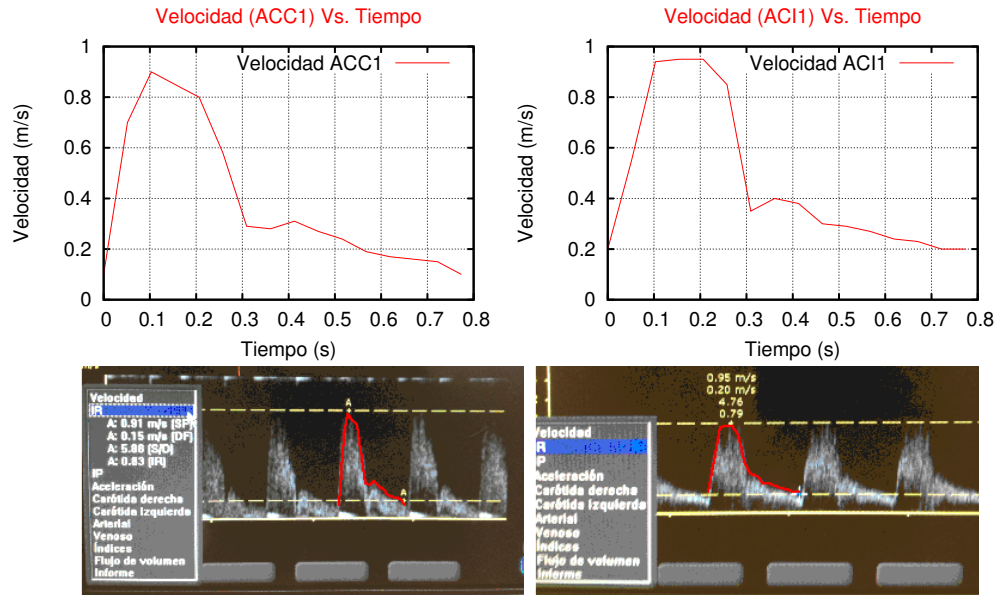


Figura 8.9: Curvas de velocidades en la ACC1 y en la ACI1.

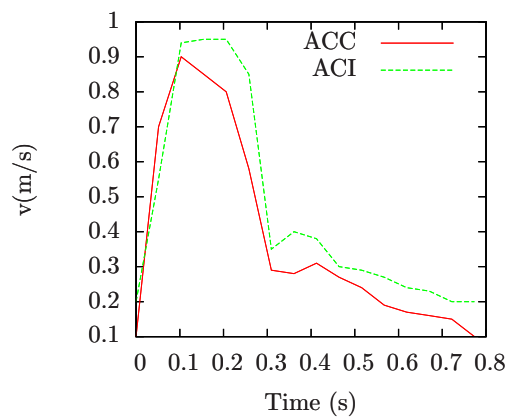


Figura 8.10: Velocidad en el eje de entrada en la carótida común (ACC1) y en la salida de la carótida interna (ACI1).

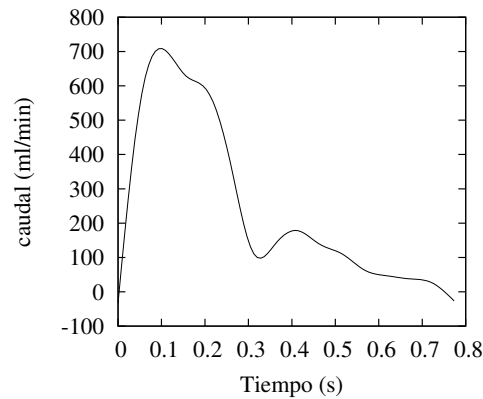


Figura 8.11: Caudal en la arteria carótida común (ACC).

### 8.2.2. Construcción del modelo

Para la reproducción de la geometría 3D del paciente se hizo uso del programa de libre distribución Vmtk-the Vascular Modeling Toolkit (vmtk). Los datos a utilizar son los archivos DICOM, resultados del angio-TC. El primer paso entonces, es utilizar el módulo `vmtkvoiselector` del programa vmtk, para obtener el voi, ver el capítulo 4.

#### Selección del voi

En este caso se selecciona la zona de interés y se separa del resto, creándose un archivo vti, que es con el cual se continuará el trabajo de segmentación.

```
vmtk vmtkimagevoiselector -ifile 628 -ofile voi.vti
```

Donde 628 es en este caso la primera de las imágenes que se encuentra en una de las carpetas de imágenes, que brinda el estándar DICOM y que es el resultado de la información recopilada mediante el angio-TC, como ya se ha comentado. La figura 8.12 muestra una vista de esta selección.

#### Segmentación

El siguiente paso es la segmentación de la carótida, para lo cual se ejecuta en un terminal la orden:

```
vmtk vmtklevelsetsegmentation -ifile voi.vti -ofile levelset.vti
```

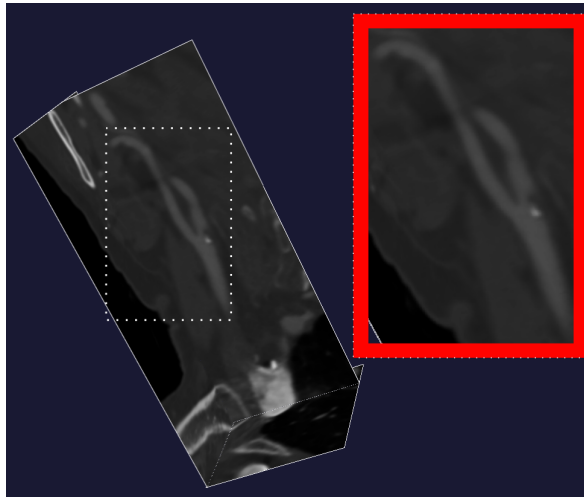


Figura 8.12: Selección del voi. En la imagen se observa claramente la carótida del paciente.

tal y como ya fue explicado en el capítulo vmtk, 4.3. De las cinco inicializaciones posibles se utilizó la de colliding fronts, con umbrales de 180 y 600.<sup>3</sup> Se muestra la salida en el terminal y dos de las imágenes del proceso iterativo, figuras 8.13 y 8.14:

```
Please choose initialization type: (0: colliding fronts; 1: fast
marching; 2: threshold; 3: isosurface, 4: seed): 0
Colliding fronts initialization.
Please input lower threshold ('i' to activate image, 'n' for none):
180
Please input upper threshold ('i' to activate image, 'n' for none):
600
Please place two seeds (click on the image while pressing Ctrl).
Displaying.
Accept initialization? (y/n): y
Displaying.
Initialize another branch? (y/n): y
```

---

<sup>3</sup>En los apéndices se muestra un ejemplo de inicialización con umbrales 150-500, para mostrar que es necesario un trabajo iterativo y que no siempre se encuentra el resultado deseado con las primeras segmentaciones.

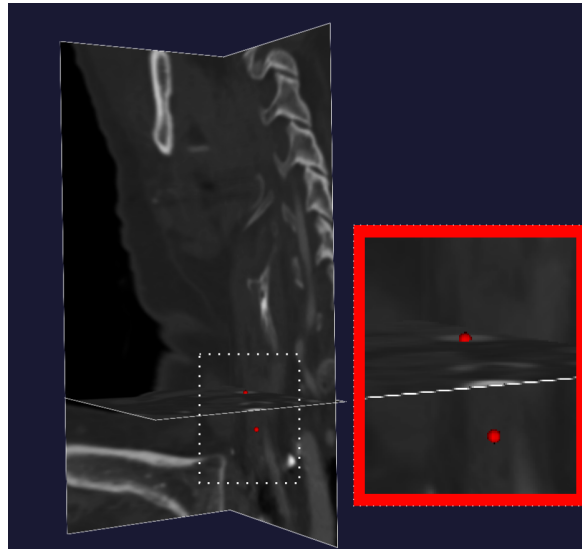


Figura 8.13: Inicialización. Definiendo un recorrido.

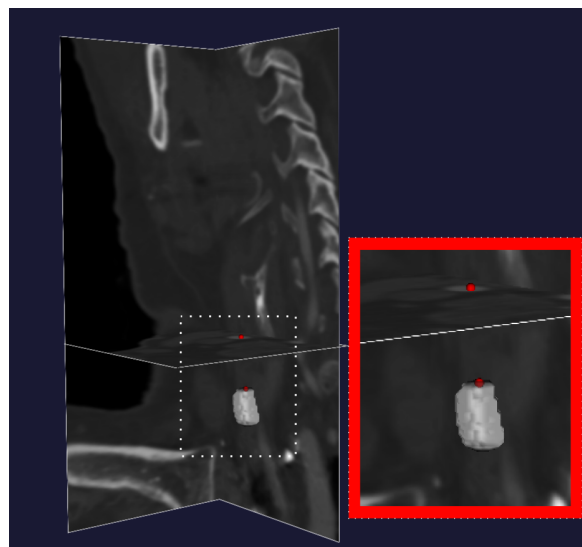


Figura 8.14: Primer segmento en el proceso de inicialización.

```

... (el proceso se realiza de forma iterativa)...
Initialize another branch? (y/n): n
Please input parameters (type return to accept current values, 'e'
to end, 'q' to quit):
NumberOfIterations(0)[PropagationScaling(0.0)CurvatureScaling(0.0)
AdvectionScaling(1.0)]: 300 0 0 1
Progress: 100%
Displaying.
Accept result? (y/n): y Merge branch? (y/n): y Displaying.

```

Una vez ha sido segmentada la carótida, se procede a crear la superficie en formato vtp.

### Modulo `vmtdkmarchingcube`

En este módulo se crea la superficie en formato vtp la orden ejecutada en un terminal es la siguiente:

```

vmtd vmtdkmarchingcubes -ifile levelset.vti -ofile marching.vtp
-pipe vmtdksurfaceviewer

```

A este modelo inicial en formato vtp se le realiza un suavizado de la superficie.<sup>4</sup> Posteriormente se efectúan cortes transversales a los eje de las diferentes ramas del modelo. A las terminaciones de las ramas se le añaden extensiones cilíndricas que son cerradas con secciones planas para poder aplicar sobre ellas las condiciones de contorno. Se debe señalar que este proceso es siempre iterativo, y que puede llevar muchas pruebas, pues en muchas ocasiones solo con la no convergencia de las simulaciones, es que se puede llegar a la conclusión de que han existido imperfecciones en alguna parte de la superficie creada. El modelo en su forma final se puede observar en la figura 8.18, que se encuentra al final de apartado 8.3.1.

## 8.3. Simulación numérica

### 8.3.1. Mallado

Una vez obtenida la superfice STL, con sus fronteras se pasa a discretizar todo el dominio para poder realizar la simulación numérica.

<sup>4</sup>En el apéndice B se puede ver un ejemplo de suavizado de superficie.

### Malla base mediante el uso del blockMeshDict

Lo primero para discretizar el volumen es la creación de un bloque (block) que contenga a toda la geometría, o zona de estudio, como se explicó en el capítulo del OpenFOAM®, utilidad: snappyHexMesh (sHM), apartado 5.3.2. El diccionario para la creación de este block, se muestra a continuación:

```
/*-----*- C++ -*/
| \ \ / F ield | OpenFOAM: The Open Source CFD Toolbox |
| \ \ / O peration | Version: 2.1.1 |
| \ \ / A nd | Web: www.OpenFOAM.org |
| \ \ \ M anipulation | |
\*-----*/
FoamFile
{
  version 2.0;
  format ascii;
  root "";
  case "";
  instance "";
  local "";
  class dictionary;
  object blockMeshDict;
}
convertToMeters 0.001;
vertices
(
  (15.5 15.5 -1.5)//0
  ( -1.5 15.5 -1.5)//1
  ( -1.5 -1.5 -1.5)//2
  (15.5 -1.5 -1.5)//3
  ( 15.5 15.5 56.5)//4
  ( -1.5 15.5 56.5)//5
  ( -1.5 -1.5 56.5)//6
  ( 15.5 -1.5 56.5)//7
);
blocks
( hex (0 1 2 3 4 5 6 7) (68 68 232) simpleGrading (1 1 1) );
```



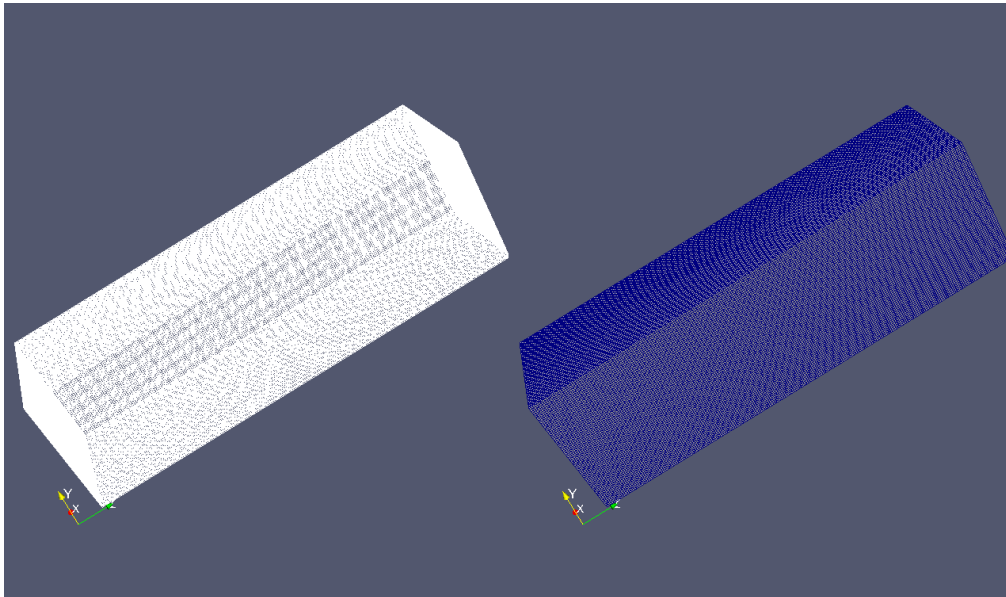


Figura 8.15: Block utilizado en el mallado del caso clínico. En esta imagen obtenida con ParaView, se observan dos tipos de visualizaciones. Una malla transparente y otra un sólido con la malla.

```
patches  
( );  
mergePatchPairs  
( );
```

Lo que da como resultado el block, que puede ser visualizado con ayuda del ParaView, figura 8.15. Haciendo uso también del mismo ParaView se puede obtener información sobre las características de este block, como se puede ver en la figura 8.16. Si se desea un análisis más profundo del mallado, se puede utilizar la herramienta de OpenFOAM®, checkMesh. Aunque en el caso del block muchos de los resultados de la malla, como el número de celdas, esquinamientos etc, son conocidos previamente por el usuario, se muestra una parte de los datos que suministra la herramienta para denotar la coincidencia con la herramienta de visualización. Otra forma de obtener información sobre la malla es revisar directamente el subdirectorio polyMesh, que se encuentra dentro del directorio constant, del caso que se esté realizando, como ya se ha comentado en capítulo dedicado a OpenFOAM®.

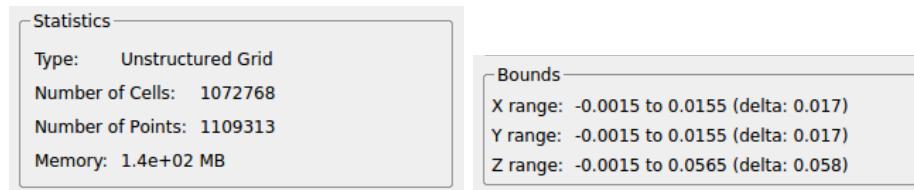


Figura 8.16: Algunas características del block, que puede ofrecer directamente ParaView.

```

Create time
Create polyMesh for time = 0
Time = 0
Mesh stats
points: 1109313
faces: 3254480
internal faces: 3182128
cells: 1072768
faces per cell: 6
boundary patches: 1
point zones: 0
face zones: 0
cell zones: 0
Overall number of cells of each type:
hexahedra: 1072768
prisms: 0
wedges: 0
pyramids: 0
tet wedges: 0
tetrahedra: 0
polyhedra: 0
...

```

En el anterior listado se muestran algunas de las características de la malla que ofrece la utilidad `chekMesh`, como se puede apreciar y como ya se conoce, todos los elementos de la malla base son hexaedros. Aunque se pueden analizar parámetros como por ejemplo la densidad de malla, no tiene mucho sentido hasta que no se utilice la utilidad `snappyHexMesh`, recordando que esta utilidad divide las celdas originales.

### Mallado mediante el snappyHexMeshDict

Una vez se tiene la malla base se pasa a utilizar el diccionario snappyHexMeshDict, como se ha señalado en el apartado de la tesis 5.3.2.

```
/*-----* C++ *-----*\
| \\ / F ield | OpenFOAM: The Open Source CFD Toolbox |
| \\ / O peration | Version: 2.1.1 |
| \\ / A nd | Web: www.OpenFOAM.org |
| \\ / M anipulation | |
\*-----*/
FoamFile
{
    version 2.0;
    format ascii;
    class dictionary;
    object snappyHexMeshDict;
}
castellatedMesh true;
snap true;
addLayers true;
geometry
{
    carotida.stl
    {
        type triSurfaceMesh;
        name carotida;
    }
};
castellatedMeshControls
{
    maxLocalCells 20000000;
    maxGlobalCells 40000000;
    minRefinementCells 0;
    //maxLoadUnbalance 0.01;
    nCellsBetweenLevels 1;
    features
    (
        {
```

```
file "carotida.eMesh";
level 1;
}
);
refinementSurfaces
{
carotida
{
level (1 1);
}
}
resolveFeatureAngle 30;
refinementRegions
{
carotida
{
mode distance;
levels ((0 1));
}
}
locationInMesh (0.0044 0.0065 0.026 );
allowFreeStandingZoneFaces true;
};
snapControls
{
nSmoothPatch 3;
tolerance 1.0;
nSolveIter 300;
nRelaxIter 5;
nFeatureSnapIter 10;
};
addLayersControls
{
relativeSizes true;
layers
{
}
}
expansionRatio 1;
```

```
finalLayerThickness 0.3;
minThickness 0.1;
nGrow 0;
featureAngle 30;
nRelaxIter 5;
nSmoothSurfaceNormals 1;
nSmoothNormals 3;
nSmoothThickness 10;
maxFaceThicknessRatio 0.5;
maxThicknessToMedialRatio 0.3;
minMedianAxisAngle 90;
nBufferCellsNoExtrude 0;
nLayerIter 50;
nRelaxedIter 20;
};
meshQualityControls
{
  maxNonOrtho 65;
  maxBoundarySkewness 20;
  maxInternalSkewness 4;
  maxConcave 80;
  minFlatness 0.5;
  minVol 1e-8;
  minTetQuality 1e-30;
  minArea -1;
  minTwist 0.05;
  minDeterminant 0.001;
  minFaceWeight 0.05;
  minVolRatio 0.01;
  minTriangleTwist -1;
  nSmoothScale 4;
  errorReduction 0.75;
  relaxed
  {
    maxNonOrtho 75;
  }
};
debug 0;
```

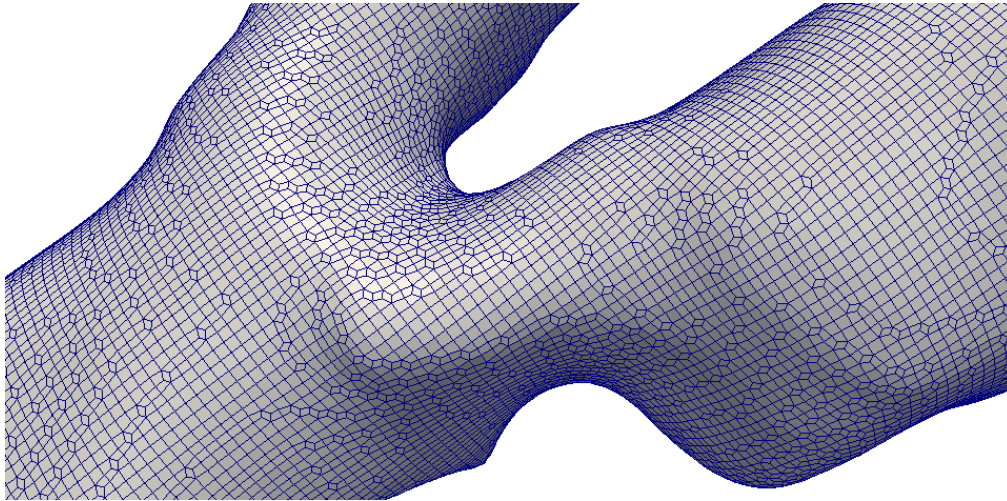


Figura 8.17: Malla obtenida al aplicar el diccionario snappyHexMeshDict.

```
mergeTolerance 1E-6;
```

Lo que da como resultado el modelo ya mallado. En la figura 8.17, se puede apreciar un detalle de una vista de la superficie de esta malla (zona de la bifurcación). Y en la figura 8.18, se puede observar la imagen tridimensional del modelo con algunos cortes realizados con la herramienta slice, del programa ParaView.

La información del total de celdas y de puntos de toda la malla, como de zonas filtradas se puede obtener usando la utilidad checkMesh, del programa OpenFOAM®. A continuación se muestra dicha información para todo el mallado de la zona de estudio.

```
Mesh stats
points: 222390
faces: 527841
internal faces: 444363
cells: 152918
faces per cell: 6.35768189
boundary patches: 4
point zones: 0
face zones: 0
cell zones: 0
```

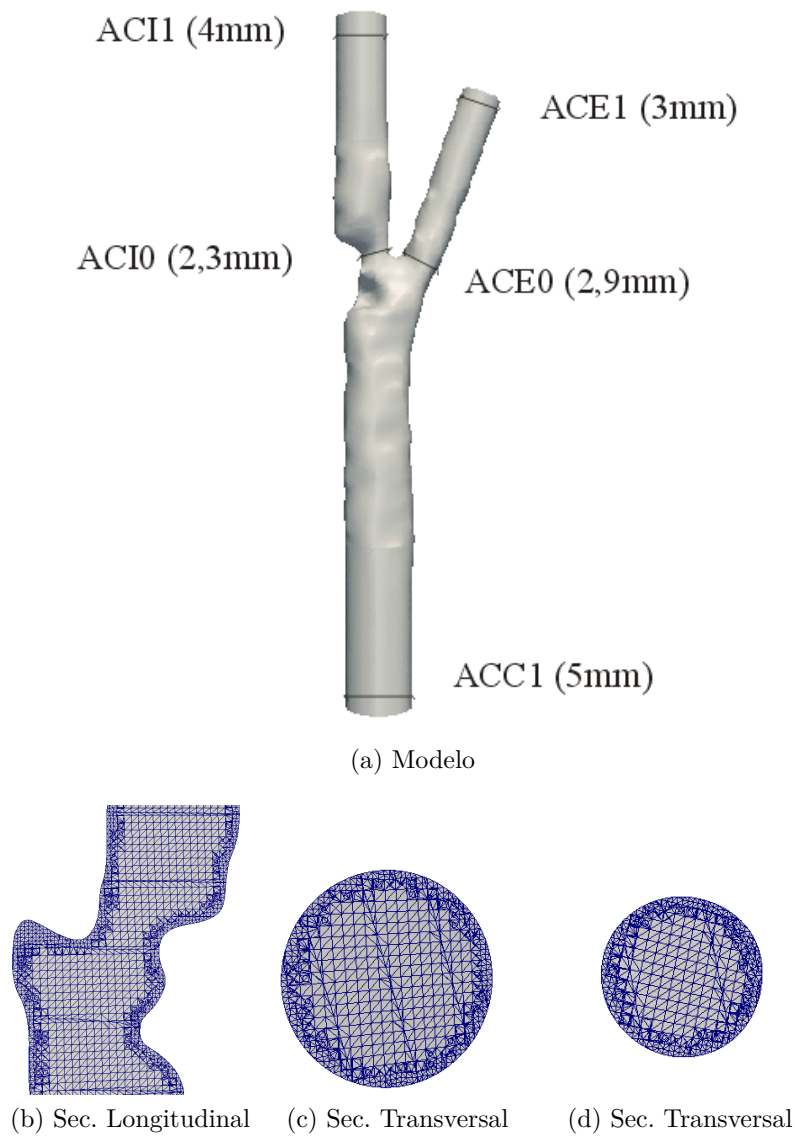


Figura 8.18: Caso clínico. a) Modelo tridimensional segmentado a partir de la imagen angio-TC. b) Sección longitudinal de la malla utilizada (vista desde atrás). c) Sección transversal en la ACC. d) Sección transversal en la ACI (en la ACE es similar) [161].

Overall number of cells of each type:  
 hexahedra: 137522  
 prisms: 0  
 wedges: 0  
 pyramids: 0  
 tet wedges: 0  
 tetrahedra: 0  
 polyhedra: 15396  
 Breakdown of polyhedra by number of faces:  
 faces number of cells  
 6 3923  
 9 6403  
 12 3438  
 15 1577  
 18 53  
 21 2  
 Checking topology...  
 Boundary definition OK.  
 Cell to face addressing OK.  
 Point usage OK.  
 Upper triangular ordering OK.  
 Face vertices OK.  
 Number of regions: 1 (OK).  
 Checking patch topology for multiply connected surfaces...  
 Patch Faces Points Surface topology  
 cca 1505 1593 ok (non-closed singly connected)  
 paret 80510 80714 ok (non-closed singly connected)  
 ica 911 978 ok (non-closed singly connected)  
 eca 552 605 ok (non-closed singly connected)  
 Checking geometry...  
 Overall domain bounding box  
 (-0.000293492425 -0.000461573659 6.00975093e-05)  
 (0.00911094644 0.0134668773 0.052191418)  
 Mesh (non-empty, non-wedge) directions (1 1 1)  
 Mesh (non-empty) directions (1 1 1)  
 Boundary openness  
 (8.68389473e-16 -2.05566371e-16 3.07950074e-16) OK.  
 Max cell openness = 3.35431514e-16 OK.



Max aspect ratio = 6.74744269 OK.  
Minimum face area = 2.61405118e-09.  
Maximum face area = 7.58537108e-08.  
Face area magnitudes OK.  
Min volume = 2.27764088e-13.  
Max volume = 1.9979533e-11.  
Total volume = 9.83561493e-07.  
Cell volumes OK.  
Mesh non-orthogonality Max: 48.3096517 average: 12.3988538  
Non-orthogonality check OK.  
Face pyramids OK.  
Max skewness = 2.84305376 OK.  
Coupled point location match (average 0) OK.  
Mesh OK.  
End

Como se puede apreciar, es una malla de 222390 nodos que forman un total de 152918 celdas (137522 hexaedros y 15396 poliedros). Las secciones transversales se pueden analizar con ayuda del ParaView, donde se visualizan claramente más de 20 celdas por diámetro tanto en las secciones transversales más delgadas como en el resto, figura 8.18. El resto de indicadores tienen valores adecuados (OK).<sup>5</sup>

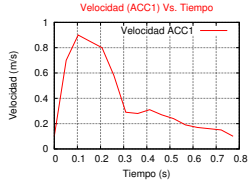
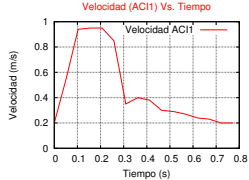
### 8.3.2. Condiciones de contorno

Los gráficos de las velocidades se obtuvieron mediante ecografía Doppler y la condición de contorno utilizada en el OpenFOAM<sup>®</sup> fue la WomersleysVelocityPeak, ver 5.11. Las curvas de velocidades obtenidas se aplicaron en la ACC1 y la ACI1. Estas condiciones de contorno aplicadas al modelo se resumen en la tabla 8.2. En la tabla 8.3, se puede apreciar como quedan reflejadas estas condiciones en los correspondientes diccionarios, de presión y velocidades, del programa OpenFOAM<sup>®</sup> [9, 10]. Se observa también como se asume un perfil tipo Womersley en la ACC1 y en la ACI1 (womersleyVelocityPeak en el diccionario de velocidad).<sup>6</sup>

---

<sup>5</sup>No es objetivo describir cada uno de los indicadores, para más información en cuanto a sus significados e importancia se pueden revisar diversos trabajos como por ejemplo

Tabla 8.2: Condiciones de Contorno. Preoperatorio.

Frontera	Velocidades	Presión
ACC1		zeroGradient
ACI1		zeroGradient
ACE1	zeroGradient	Cero
Pared	Cero	zeroGradient

### 8.3.3. Características físicas<sup>7</sup>

En todos los casos, analizados en el presente trabajo de investigación, se ha considerado a la sangre como un fluido newtoniano con una viscosidad cinemática ( $\nu$ ) de  $3,6 \cdot 10^{-6} \text{m}^2 \text{s}^{-1}$  y una densidad de  $994 \text{kg/m}^3$  y paredes rígidas.

### 8.3.4. Ejecución del solver

El algoritmo de resolución es el PISO (pressure-implicit split-operator). El PBiCG (Preconditioned bi-conjugate gradient linear solver) se utiliza para resolver las velocidades y el PCG (Preconditioned conjugate gradient linear solver) para la presión. Como criterio de convergencia, para la tolerancia de las velocidades y las presiones se toma  $10^{-5}$  y  $10^{-6}$  respectivamente.

[9, 10, 32].

<sup>6</sup>Tanto el diccionario de Presión como el de Velocidades de partidas se tomaron OpenFOAM®: The Open Source CFD Toolbox. Web: [www.OpenFoam.org](http://www.OpenFoam.org).

<sup>7</sup>La redacción de la descripción de las características físicas y la ejecución del solver, se repite en muchas partes del presente trabajo de tesis, con la intención de no tener que remitir al lector a un apartado específico, intentar además no obviar los pasos descritos en la metodología y para evitar una extrema dependencia de un apartado, con el resto del trabajo.

Tabla 8.3: Diccionarios de Presión y Velocidades.

Presión	Velocidades
<pre> /*=====  * FOAMDict  *===== \W\ / F ield      OpenFOAM: The Open Source CFD Toolbox \W\ / O peration  Version:  2.1.1 \W\ / A nd        Web:      http://www.OpenFOAM.org \W\ / M anipulation  FoamFile {   version 2.0;   format ascii;   class volScalarField;   object p; } dimensions [0 2 -2 0 0 0]; internalField uniform 0; boundaryField {   pared   {     type zeroGradient;   }   ACC   {     type zeroGradient;   }   ACE   {     type fixedValue;     value uniform 0;   }   ACI   {     type zeroGradient;   } } </pre>	<pre> /*=====  * FOAMDict  *===== \W\ / F ield      OpenFOAM: The Open Source CFD Toolbox \W\ / O peration  Version:  2.1.1 \W\ / A nd        Web:      http://www.OpenFOAM.org \W\ / M anipulation  FoamFile {   version 2.0;   format ascii;   class volVectorField;   object U; } dimensions [0 1 -1 0 0 0]; internalField uniform (0 0 0); boundaryField {   pared   {     type fixedValue;     value uniform (0 0 0);   }   ACC   {     type womersleyVelocityPeak;     T 0.825; (período)     a 0.00252249115146697; (radio)     C (0.006588 0.010989 0.000555); (centro)     N 16;     value uniform (0 0 0);   }   ECA   {     type zeroGradient;   }   ICA   {     type womersleyVelocityPeak;     T 0.825;     a 0.00193176376342308;     C (0.001638 0.001455 0.051834);     N 16;     value uniform (0 0 0);   } } </pre>

Tabla 8.4: Diámetros de las secciones de control (mm).

	angio-TC	Doppler
ACC1	5	5,6
ACI0	2,3	2,1
ACI1	4	4
ACE0	2,9	3,9
ACE1	3	3,3

El término convectivo se discretiza según el esquema lineal “upwind differencing” mientras que para los términos de gradiente y de difusión se utiliza el esquema “Gauss lineal”. La discretización temporal se realiza con el esquema de primer orden: Euler implícito. Se toma un paso temporal de  $5 \cdot 10^{-4}$ s. Durante la simulación este ajusta automáticamente de manera que el número de Courant se mantenga por debajo de 1 [161].

## 8.4. Resultados

### 8.4.1. Geometría

La comparación de los diámetros obtenidos mediante ecografía Doppler y los obtenidos con el proceso de segmentación se puede observar en la tabla 8.4. Cabe señalar que aunque la medición de diámetros mediante ecografía Doppler no está totalmente aceptada en la actualidad [167], son tomados aquí para su comparación con los obtenidos en la segmentación del modelo a partir de los datos obtenidos mediante angio-TC [161].

### 8.4.2. Velocidades en puntos de control

En la obtención del campo de velocidades mediante la simulación se desecha el primer período con el objetivo del que el flujo se desarrolle completamente, eliminando de esta forma los efectos de definir un campo de velocidades iniciales arbitrario (0 m/s).

En la figura 8.19, se puede ver el campo de velocidades obtenido en la ACI0, estenosis, para los instantes sistólicos y final de la diástoles. En la estenosis, como se observa la VSM obtenida es 1,4 m/s y se produce cerca de

la pared interior, el resultado concuerda bien con el valor de 1,23 m/s medido con Doppler en el centro del vaso arterial. La VDF en la estenosis obtenida está alrededor de 0,2m/s lo cual también concuerda bien con el valor obtenido mediante Doppler, ver figura 8.5.



Figura 8.19: Caso clínico. Velocidades en la ACIO en m/s. A la izquierda, el instante sistólico, a la derecha al final de la diástole.

Por lo que se refiere al inicio de la carótida externa (ACE0), en la figura 8.20 se muestran las velocidades en la sístole y al final de la diástole. La velocidad obtenida en el centro del vaso en la sístole es aproximadamente 0,8m/s, lo cual concuerda bastante bien con el valor medido mediante Doppler, ver figura 8.6. Al final de la diástole la velocidad obtenida está entre 0,1 y 0,2 m/s pero con flujo retrogrado, lo cual no se observa en la medición Doppler. Esta discrepancia podría ser debida a haber considerado rígida la pared arterial ya que según concluye Perktold [153], considerando pared rígida la velocidad máxima en el instante sistólico aumenta ligeramente y la velocidad máxima al final de la diástole se hace ligeramente más retrograda en algunas zonas. Esto podría afectar en menor grado a la zona de la estenosis debido a la presencia de placa y la consiguiente rigidización de

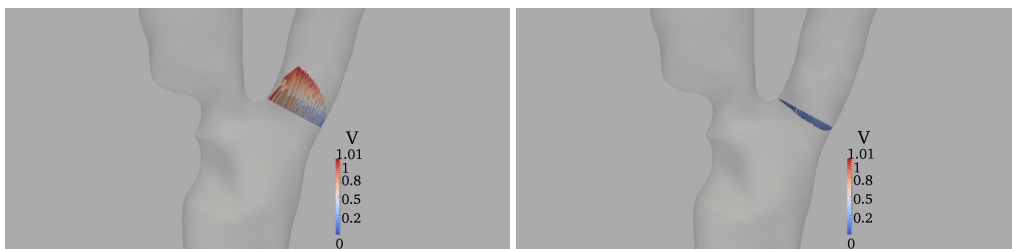


Figura 8.20: Caso clínico. Velocidades en la ACE0 en m/s. A la izquierda, el instante sistólico, a la derecha al final de la diástole.

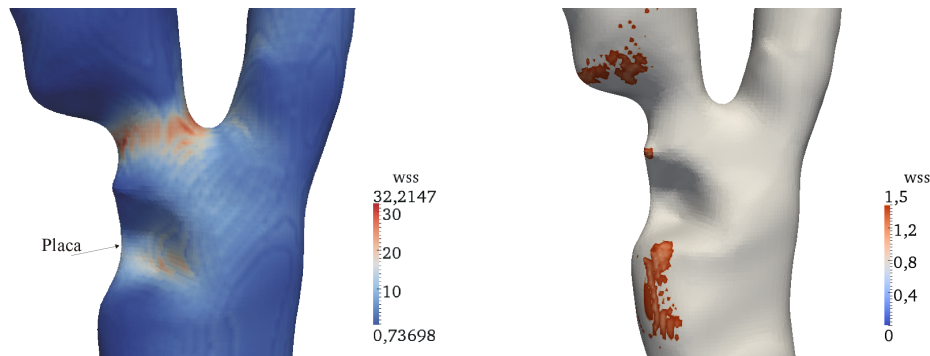


Figura 8.21: Caso clínico. WSS promedio en un ciclo cardíaco,  $\overline{WSS}$ , en Pa. En la imagen de la derecha se visualizan solo los valores comprendidos entre 0 y 1,5 Pa.

la zona [153, 161].

Dado que la VSM en la ACC es 0,9 m/s, esto nos da un índice sistólico de 1,37. De acuerdo con [167], tanto si observamos la VSM como la VDF como el índice sistólico, se obtiene un grado de estenosis ligeramente inferior al 50%, lo cual se corresponde bien con las medidas directas de diámetros mediante angio-TC (42,5%) [161].

### 8.4.3. WSS, OSI y TE

En la figura 8.21 se muestra la tensión de cizallamiento promediada en un ciclo cardíaco,  $\overline{WSS}$ . En la figura 8.22, se observan los resultados de la variable OSI. En la figura 8.23, se muestra el TE con umbrales de 20, 25 y 30 Pa. Como se observa, en la zona cercana a la placa, aparecen valores de  $\overline{WSS}$  altos (32 Pa) con un TE a tensiones de cizallamiento superiores a 20 Pa del 35%, superiores a 25 Pa del 33% y superiores a 30 Pa del 31%. Estos valores implican un riesgo alto de embolización [42, 80, 81, 101]. En cambio, no se dan valores de  $\overline{WSS}$  por debajo de 0,5 Pa, que es el umbral por debajo del cual aparece riesgo de formación de placa [169], lo cual implica que el riesgo de que la placa continúe progresando es bajo [94].

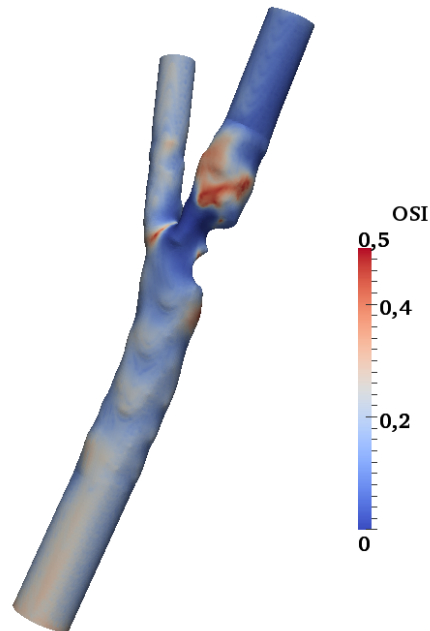


Figura 8.22: OSI, Preoperatorio.

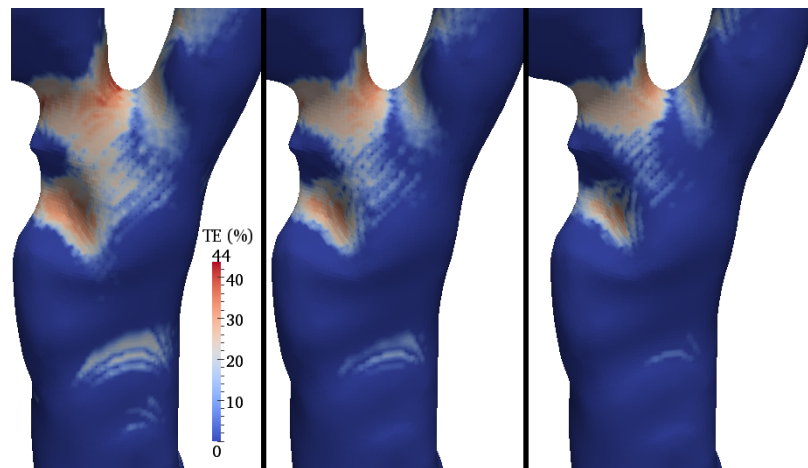


Figura 8.23: Caso clínico. Tiempo de exposición (TE). De izquierda a derecha, TE correspondiente a un WSS superior a 20, 25 y 30 Pa respectivamente, en porcentaje del período.

## 8.5. Breve resumen del capítulo

Con el presente apartado se inician los capítulos de estudios casos concretos, en los cuales se hacen servir gran parte de los fundamentos descritos en la parte inicial del trabajo de tesis. Más específicamente el capítulo está dedicado a simular el flujo en la carótida de un paciente, antes de ser sometido, posiblemente, a una endarterectomía carotídea.

Se sigue la metodología descrita el capítulo 7, algunos de los aspectos tratados en el mismo como las condiciones físicas y la forma en que se ejecuta el solver, se vuelven a plasmar prácticamente de forma literal, con el objeto de reforzar estas pautas y dar cierta independencia al capítulo del resto del trabajo de tesis.

En cuanto a los resultados, se obtienen el campo de velocidades, el WSS, OSI y TE haciendo mucho más énfasis en los resultados de las simulaciones que en los resultados relacionados con los aspectos clínicos, pues estos temas serán tratados en los capítulo de resultados y conclusiones, que comprenden aspectos más generales.

### Notas sobre las principales fuentes utilizadas:

En cuanto a los resultados descritos es importante señalar que muchos de ellos corresponden a un trabajo publicado [161], que forma parte de la propia investigación.

Con respecto a la utilización de OpenFOAM<sup>®</sup>, todos los archivos y diccionarios empleados y adaptados a nuestro caso, fueron descargados en su forma original de los diferentes sitios webs relacionados con este software como por ejemplo [9, 10], y especialmente de los tutoriales que suministra la instalación del programa.

### Licencias y otros datos de los programas descritos o utilizados:

OpenFOAM<sup>®</sup>  
Copyright © 2004-2015 OpenCFD Ltd (ESI Group).  
Copyright © 2011-2015 OpenFOAM  
Foundation|OPENFOAM and OpenCFD are registered  
trademarks of OpenCFD Ltd.



## Capítulo 9

### Caso Clínico (Postoperatorio)

ESTE capítulo se dedica a describir la simulación numérica del fluido en la misma carótida del paciente, pero en esta ocasión en el período postoperatorio. Al igual que en el caso anterior, se emplea la misma metodología para llegar a los resultados. Es importante señalar que normalmente en los procesos de predicción en los que se utiliza la simulación numérica, en arterias afectadas, no se tienen en cuenta los efectos que sobre las variables hemodinámicas fundamentales puedan tener los cambios ocurridos no previstos en las arterias después de ser efectuadas las intervenciones.

#### 9.1. Toma de datos

Una vez determinada la zona de interés clínico, se procede a la toma de los datos, tanto mediante la ecografía Doppler como mediante angio-TC.

##### 9.1.1. Zona de estudio y secciones

En este caso la zona de interés es la misma que en el caso del preoperatorio, capítulo 8, pues se trata de la misma carótida una vez realizada la endarectomía. Esta región es la carótida izquierda que se observa en la figura 9.1.

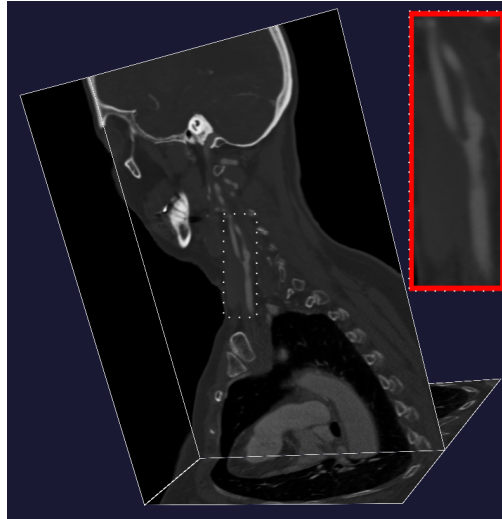


Figura 9.1: Definición de la zona de estudio. Caso clínico (postoperatorio). Esta imagen al igual que en el preoperatorio, 8.1, se ha obtenido con la herramienta vmtk, 4.3.

### 9.1.2. Ecografía Doppler

Para la toma de los datos Doppler se vuelve a utilizar el procedimiento descrito en 4.1, y que comienza por definir dentro de la zona de interés, 9.1.1, las secciones en cuyas zonas centrales se tomarán las velocidades.

Estas secciones se encontraran separadas aproximadamente 12,5mm. Se utiliza la misma nomenclatura que en el caso del preoperatorio, ver figura 8.2, del apartado 8.2. El seccionado se muestra en la figura 9.2. En este caso se ha utilizado el ParaView como herramienta para obtener la localización de las secciones dentro de la arteria. El ecógrafo utilizado es el mismo que en el caso preoperatorio.

### 9.1.3. Angio-TC

A partir del angio-TC, al igual que en el preoperatorio, se obtienen las carpetas con las imágenes en formato DICOM, que son tratadas posteriormente con el programa vmtk. El equipo utilizado es el mismo que en el caso del preoperatorio.

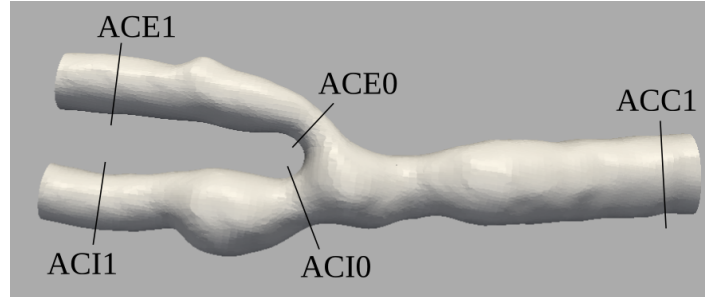


Figura 9.2: Secciones en las cuales se midieron las velocidades y los diámetros mediante de la utilización del ecógrafo Doppler. Postoperatorio.

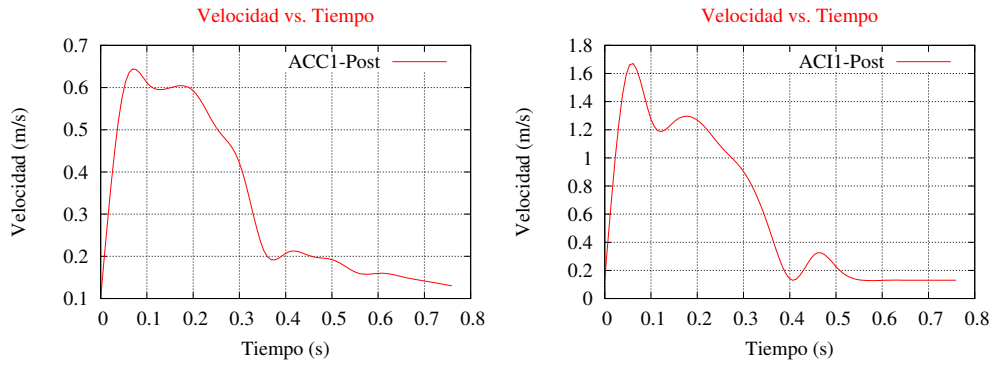


Figura 9.3: Curvas de velocidades en la ACC1 y en la ACI1.

## 9.2. Procesamiento de datos

### 9.2.1. Curvas de velocidades en la ACC1 y en la ACI1

Las curvas de velocidades en la ACC1 y en la ACI1, se pueden observar en la figura 9.3. El caudal en la entrada de la ACC1 se muestra en la figura 9.4.

### 9.2.2. Construcción del modelo

A partir de los datos de angio-TC, que no es más que las carpetas con las imágenes en formato DICOM, se procede a la construcción del modelo, o sea de la geometría en 3D.

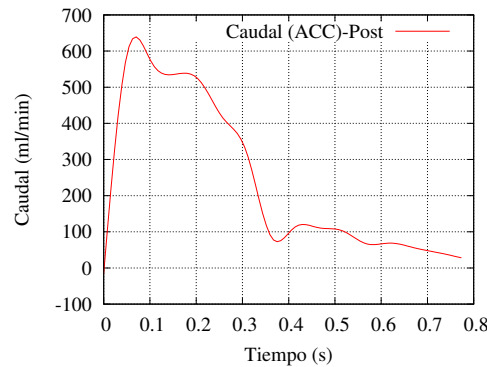


Figura 9.4: Caudal en la arteria carótida común (ACC), postoperatorio.

### Selección del voi

Se recuerda que el primer paso para la construcción del modelo a partir de las imágenes DICOM, es obtener el voi, (volumen de interés), ver 4.3. En este caso se selecciona la zona de interés y separa del resto, creándose un archivo vti, que es el con el cual se continuará el trabajo de segmentación. Para esto nos colocamos en la carpeta donde se encuentran las imágenes DICOM y ejecutamos la orden:

```
vmrk vmtkimagevoiselector -ifile 7301 -ofile voi.vti
```

Lo cual da lugar a una serie de pantallas interactivas que permiten separar el volumen de interés. La figura 9.5 muestra una serie de imágenes que ilustran este proceso.

### Segmentación

El siguiente paso es la segmentación de la carótida. Como ya fue explicado en el capítulo vmrk y en el caso del preoperatorio, se ejecuta en un terminal la orden:

```
vmrk vmtklevelsetsegmentation -ifile voi.vti -ofile levelset.vti
```

---

<sup>1</sup>730 es el nombre del primer archivo DICOM, de los que aparecen en la carpeta donde se encuentran las imágenes del paciente.

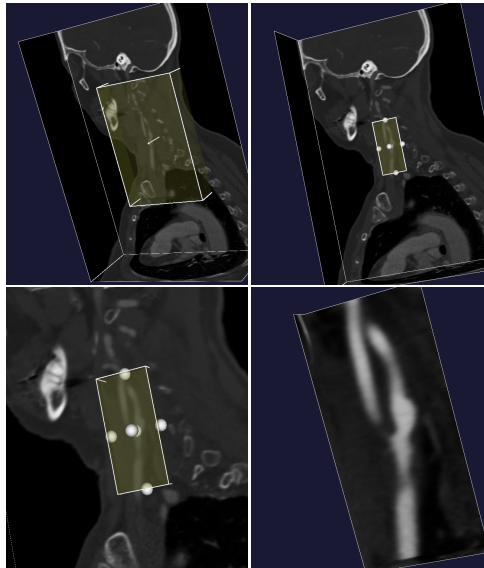


Figura 9.5: Obtención del volumen de interés mediante la herramienta vmtk, 4.3.

De las cinco inicializaciones posibles hemos utilizado la de colliding fronts, con umbrales de 180 y 600.<sup>2</sup>

### Modulo `vmtkmarchingcube`

En este módulo se crea la superficie en formato vtp la orden ejecutada en un terminal es la siguiente:

```
vmtk vmtkmarchingcubes -ifile levelset.vti -ofile marching.vtp  
-pipe vmtksurfaceviewer
```

### Suavizado de la superficie

Se realiza un suavizado de la superficie utilizando la instrucción `vmtksurfacesmoothing` del programa `vmtk`. Los parámetros de este suavizado se encuentran en el apéndice B.

---

<sup>2</sup>En los apéndices se muestra un ejemplo de inicialización con umbrales 150-500, para mostrar que es necesario un trabajo iterativo y que no siempre se encuentra el resultado deseado con las primeras segmentaciones.

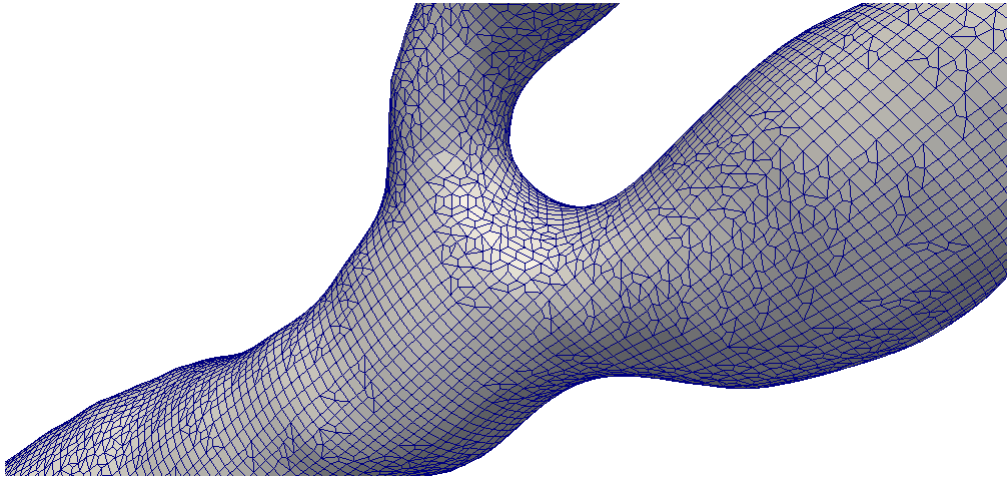


Figura 9.6: Malla obtenida al aplicar el diccionario snappyHexMeshDict.

## 9.3. Simulación numérica

### 9.3.1. Mallado

#### Malla Base mediante el uso del blockMeshDict

Ya con la superficie en formato STL y con sus fronteras definidas se pasa a discretizar todo el dominio para poder realizar la simulación numérica. Mediante primero la utilización de la utilidad del OpenFOAM®, blockMeshDict, de forma que toda la superficie quede dentro de este volumen tal como se explicó en 5.3.2. Las características de este block son las mismas que las del utilizado en el caso preoperatorio.

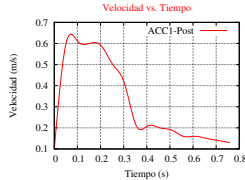
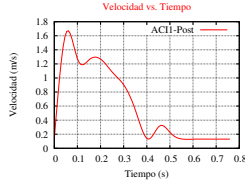
#### Mallado mediante el snappyHexMeshDict

Una vez se tiene la malla base se pasa a utilizar el diccionario snappyHexMeshDict, que en este caso es similar al utilizado en el caso del preoperatorio, ver 8.3.1. Lo que da como resultado la malla de la figura 9.6.

### 9.3.2. Condiciones de contorno

Las condiciones de contorno obtenidas a partir de las curvas de velocidades se impusieron en la ACC1 y la ACI1. El gráfico de velocidades en

Tabla 9.1: Condiciones de Contorno. Postoperatorio.

Frontera	Velocidades	Presión
ACC1		zeroGradient
ACI1		zeroGradient
ACE1	zeroGradient	Cero
Pared	Cero	zeroGradient

el centro del vaso (velocidades máximas) se obtuvo de la ecografía Doppler como ya se explicó en 9.2.1. Y el perfil utilizado fue de tipo Womersley, por lo que se empleó la condición de contorno, implementada en el OpenFOAM®, fue la WomersleysVelocitypeak, que utilizaba estos valores. Los diccionarios de velocidades y presión, utilizados por el programa OpenFOAM®, y que es donde se definen esas condiciones de contorno se pueden ver en la tabla 9.2.<sup>3</sup>

### 9.3.3. Características físicas<sup>4</sup>

En todos los casos analizados en el presente trabajo de investigación se ha considerado a la sangre como un fluido newtoniano con una viscosidad cinemática ( $\nu$ ) de  $3,6 \cdot 10^{-6} \text{m}^2 \text{s}^{-1}$  y una densidad de  $994 \text{ kg/m}^3$  y paredes rígidas.

<sup>3</sup>Tanto el diccionario de Presión como el de Velocidades de partidas se tomaron OpenFOAM®: The Open Source CFD Toolbox. Web: [www.OpenFoam.org](http://www.OpenFoam.org).

<sup>4</sup>La redacción de la descripción de las características físicas y la ejecución del solver, se repite en muchas partes del presente trabajo de tesis, con la intención de no tener que remitir al lector a un apartado específico, intentar además no obviar los pasos descritos en la metodología y para evitar una extrema dependencia de un apartado, con el resto del trabajo.

Tabla 9.2: Diccionarios de Presión y Velocidades.

Presión	Velocidades
<pre> /*-----*-- FOAMdict -*-*/ ===== \\  / F ield      OpenFOAM: The Open Source CFD Toolbox \\  / O peration  Version:  2.1.1 \\  / A nd        Web:      http://www.OpenFOAM.org \\  / M anipulation ===== FoamFile {   version 2.0;   format ascii;   class volScalarField;   object p; } // ***** dimensions [0 2 -2 0 0 0]; internalField uniform 0; boundaryField {   paret   {     type zeroGradient;   }   cca   {     type zeroGradient;   }   eca   {     type fixedValue;     value uniform 0;   }   ica   {     type zeroGradient;   } } </pre>	<pre> /*-----*-- FOAMdict -*-*/ ===== \\  / F ield      OpenFOAM: The Open Source CFD Toolbox \\  / O peration  Version:  2.1.1 \\  / A nd        Web:      http://www.OpenFOAM.org \\  / M anipulation ===== FoamFile {   version 2.0;   format ascii;   class volVectorField;   object U; } // ***** dimensions [0 1 -1 0 0 0]; internalField uniform (0 0 0); boundaryField {   paret   {     type fixedValue;     value uniform (0 0 0);   }   cca   {     type womersleyVelocityPeak;     T 0.81; //período     a 0.00279; //radio     C (0.21770 0.30483 0.31677); //centro     value uniform (0 0 0);   }   eca   {     type zeroGradient;   }   ica   {     type womersleyVelocityPeak;     T 0.81; //periode     a 0.0018; //radi     C (0.21489 0.31763 0.45677); // centre     N 16;     value uniform (0 0 0);   } } </pre>



Tabla 9.3: Velocidades obtenidas con Doppler en los instantes sistólicos y diastólicos en la ACIO.

	Velocidad (m/s)
Sístole	0,56
Diástole	0,15

#### 9.3.4. Ejecución del solver

El algoritmo de resolución es el PISO (pressure-implicit split-operator). El PBiCG (Preconditioned bi-conjugate gradient linear solver) se utiliza para resolver las velocidades y el PCG (Preconditioned conjugate gradient linear solver) para la presión. Como criterio de convergencia, para la tolerancia de las velocidades y las presiones se toma  $10^{-5}$  y  $10^{-6}$  respectivamente. El término convectivo se discretiza según el esquema lineal “upwind differencing” mientras que para los términos de gradiente y de difusión se utiliza el esquema “Gauss lineal”. La discretización temporal se realiza con el esquema de primer orden: Euler implícito. Se toma un paso temporal de  $5 \cdot 10^{-4}$ s. Durante la simulación este ajusta automáticamente de manera que el número de Courant se mantenga por debajo de 1 [161].

### 9.4. Resultados

La simulación dio como resultado las velocidades, WSS, OSI y TE. Se desecha el primer período para que el flujo se desarrolle completamente.

#### 9.4.1. Velocidades en la ACI1

En la figura 9.7, se muestran las velocidades obtenidas en la ACIO (estenosis), para los instantes sistólicos y final de la diástoles. En la estenosis la velocidad sistólica máxima (VSM) es de 0,54 m/s y se produce cerca de la pared interior. Este resultado concuerda bien con el valor de 0,56 m/s medido con Doppler en el centro del vaso arterial, ver tabla 9.3. La velocidad diastólica final (VDF) en la estenosis es de 0,15 m/s lo cual también concuerda bien con el valor obtenido mediante Doppler, ver tabla 9.3.

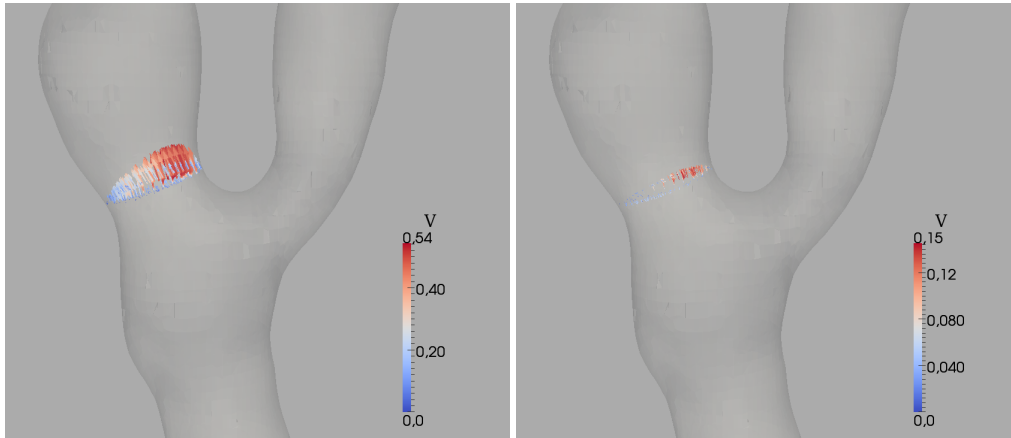


Figura 9.7: Caso clínico. Velocidades en la ACIO en m/s. A la izquierda, el instante sistólico, a la derecha al final de la diástole.

#### 9.4.2. WSS, OSI y TE

En la figura 9.8 se muestra el valor promedio de la tensión de cizallamiento a lo largo de un ciclo cardíaco,  $\overline{WSS}$ . Los valores en general son más bajos que en el caso preoperatorio, por lo cual el riesgo de desprendimiento de la placa, causa probable de la sintomatología presentada por el paciente, ha bajado. No obstante si se observan las figuras 9.8 y 9.9, en las cuales aparecen los resultados del WSS y del OSI, se aprecian zonas donde comienza a existir riesgo de acumulación de placas, como por ejemplo antes de llegar a la bifurcación en la arteria carótida común, en el bulbo carotídeo y en el interior de la arteria carótida externa. Al analizar la figura 9.10 en la cual se muestran los tiempos de exposición (TE) para los umbrales de 20, 25 y 30 Pa, se reafirma, al igual que mediante la observación del  $\overline{WSS}$ , que el riesgo de desprendimiento de placa ha bajado notablemente.

### 9.5. Breve resumen del capítulo

En este capítulo, continuando con la línea de trabajo del anterior, se describe todo el proceso de modelado, realización del mallado, simulación y obtención de resultados para la situación postoperatoria.

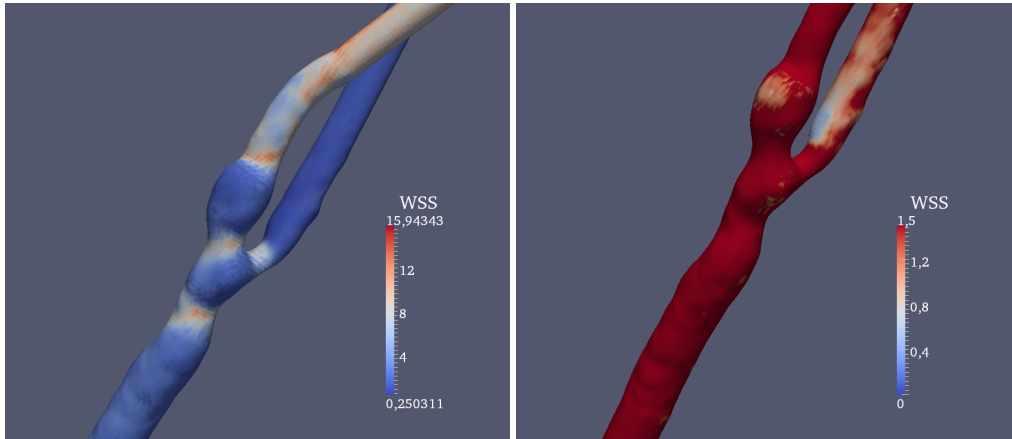


Figura 9.8: Caso clínico. WSS promedio en un ciclo cardíaco,  $\overline{WSS}$ , en Pa. En la imagen de la derecha se visualizan solo los valores comprendidos entre 0 y 1,5 Pa.

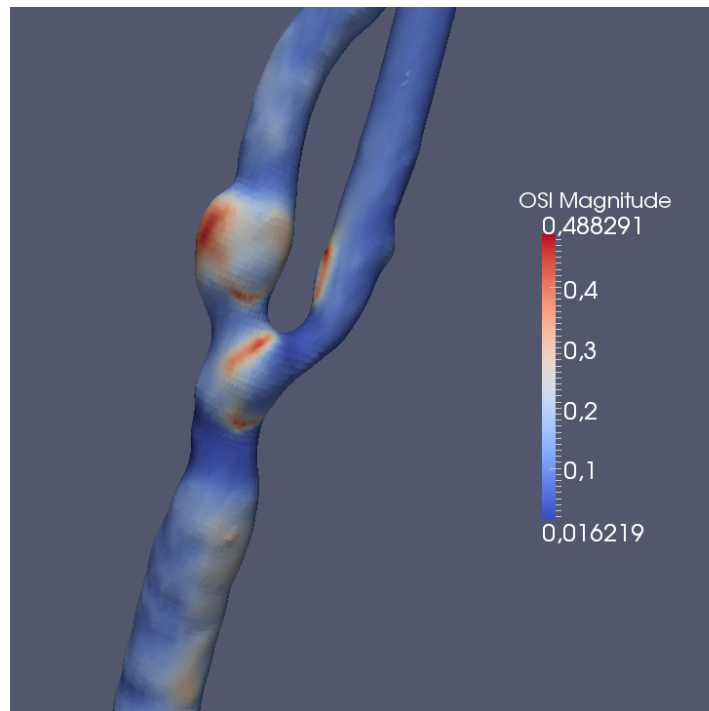


Figura 9.9: OSI, postoperatorio.

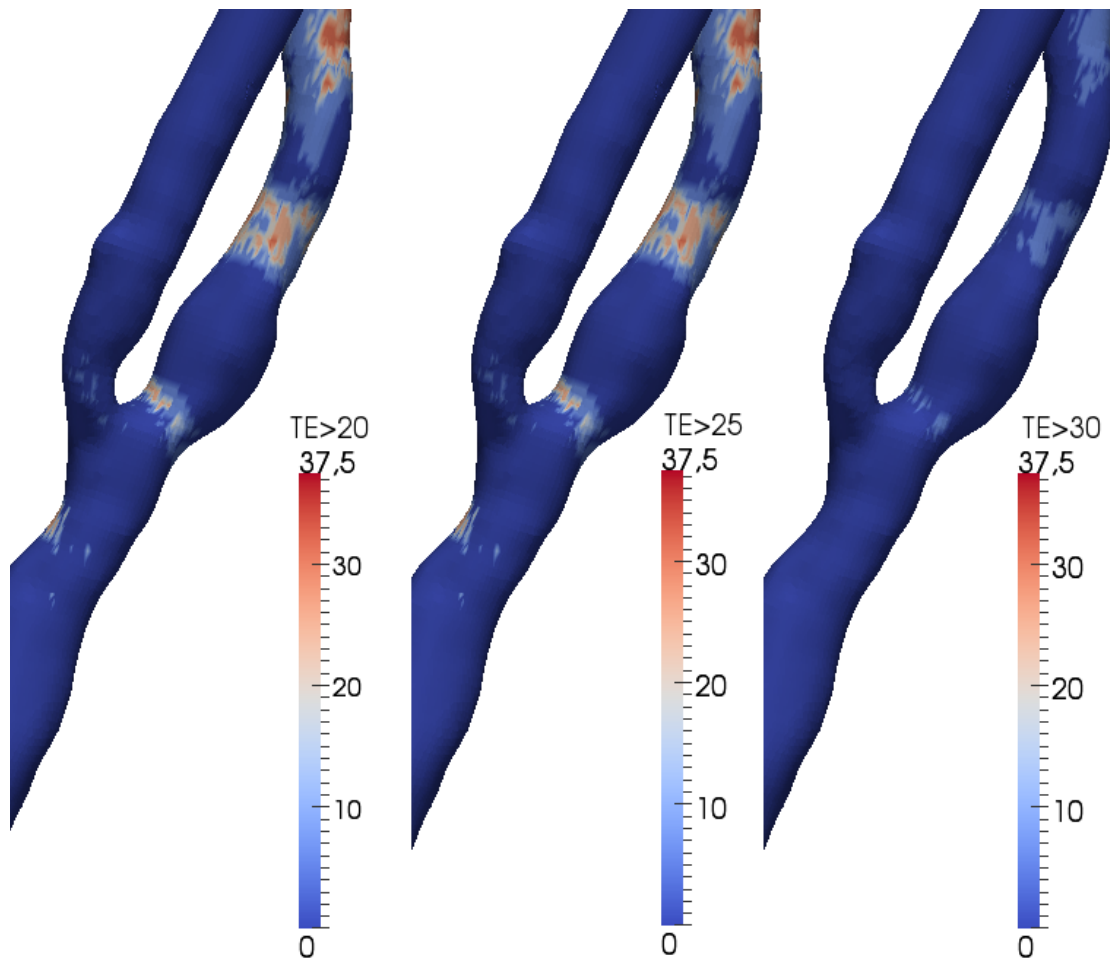


Figura 9.10: Caso clínico. Tiempo de exposición (TE). De izquierda a derecha, TE correspondiente a un WSS superior a 20, 25 y 30 Pa respectivamente, en porcentaje del período.

**Notas sobre las principales fuentes utilizadas:**

Todos los archivos utilizados con respecto al OpenFOAM<sup>®</sup>, diccionarios, fueron tomados en su forma original de los que suministra el programa OpenFOAM<sup>®</sup> y adaptados a nuestro caso. La fuente fundamental en la redacción de este que se pueden descargar de su sitio web [9, 10].

**Licencias y otros datos de los programas descritos o utilizados:**

OpenFOAM<sup>®</sup>

Copyright © 2004-2015 OpenCFD Ltd (ESI Group).

Copyright © 2011-2015 OpenFOAM

Foundation|OPENFOAM and OpenCFD are registered  
trademarks of OpenCFD Ltd.

## Capítulo 10

# Modelos Idealizados de Carótidas

EN este caso fueron aplicadas las técnicas de simulación numérica desarrolladas a tres modelos construidos con una herramienta CAD. Se procuró que el grado de estenosis fuese el mismo en los tres modelos ideales, pero cambiando el lugar y la forma de la estenosis.

La idea de fondo es constatar la importancia que puede tener el uso de la simulación numérica para diferenciar, clarificar y complementar, un diagnóstico que por los métodos convencionales hubiese sido el mismo.

### 10.1. Construcción de la geometría

Se construyen tres carótidas ideales, figura 10.1, con ayuda del software de libre distribución FreeCAD [4]. Estos modelos presentan un mismo grado de estenosis,<sup>1</sup> de un valor aproximado del 42.5% [161, 167].

En la figura 10.1 se pueden observar dos diferencias geométricas esenciales entre los modelos consistentes en:

1. La ubicación de las estenosis (modelo A diferente localización de la estenosis que en los modelos B y C).
2. La apertura del perfiles (modelo B diferente apertura que el modelo C).

---

<sup>1</sup>Grado de estenosis teniendo en cuenta solo la relación de diámetros.

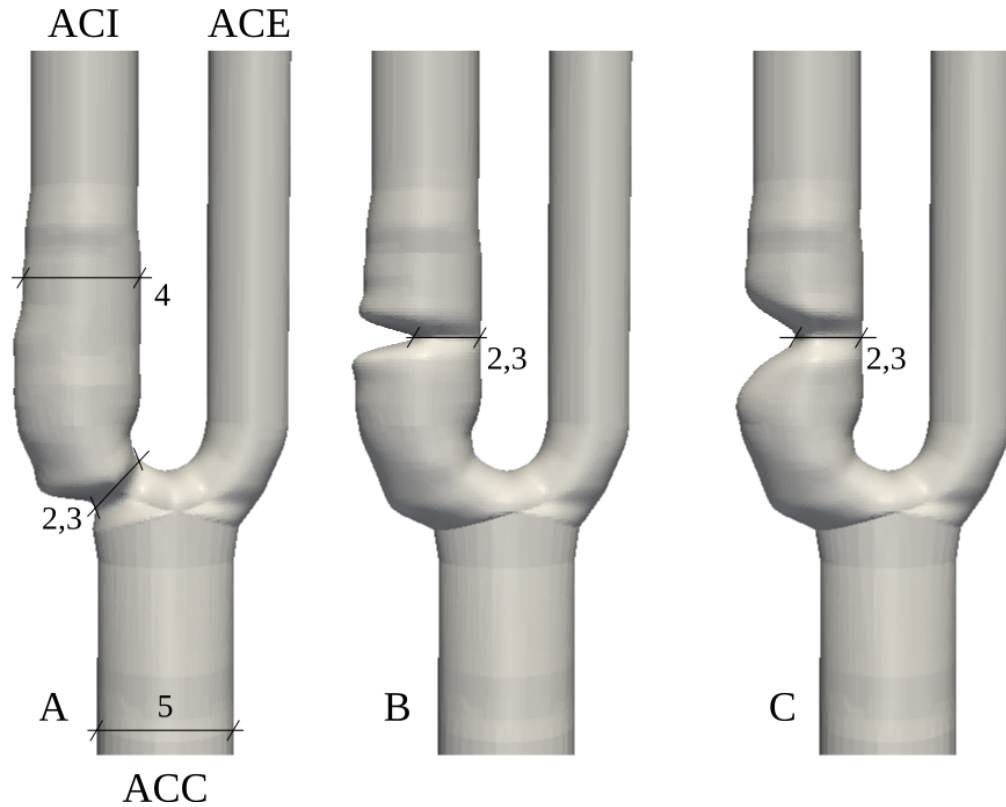


Figura 10.1: Carótidas idealizadas. Adaptado de [161].

En el caso del modelo A la estenosis se encuentra muy próxima a la bifurcación, al inicio de la arteria carótida interna (ACI), mientras que en los modelos B y C se diseñó la estenosis aproximadamente a 5 mm de la bifurcación. Con respecto a los perfiles, se diseñó el perfil del modelo C más abierto que el del modelo B.

## 10.2. Simulación numérica

### 10.2.1. Mallado

Los modelos fueron mallados con la herramienta snappyHexMesh del programa OpenFOAM®, tal y como se explicó en 5.3.2 y de forma similar a como se realizó en el caso del caso clínico se realiza el proceso de mallado

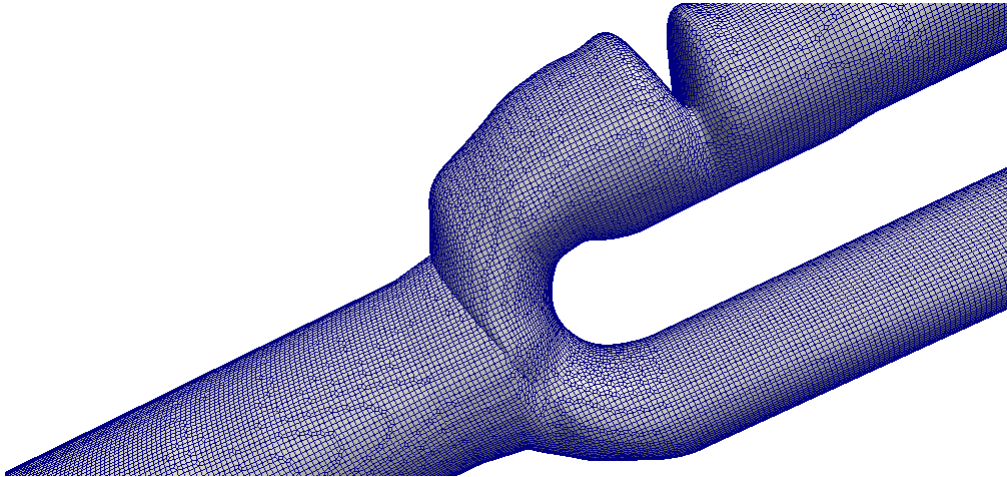


Figura 10.2: Malla obtenida al aplicar el diccionario snappyHexMeshDict. Modelos Idealizados.

obteniéndose un número aproximado de celdas de 270.000 y un número de nodos de 380.000 para cada uno de los modelos. En las secciones transversales, el número de celdas por diámetro es aproximadamente 20 en la sección más delgada y 30 ó más en el resto, figura 10.2.

### 10.2.2. Condiciones de contorno

Un vez definidas las fronteras del modelo con el enGrid, ver 4.4. En la ACC y en la ACI se impone un perfil de velocidades variable en el tiempo, del tipo Womersley. Este perfil se obtuvo a partir del caso clínico preoperatorio, capítulo 8, ver figura 8.10. En la ACE se impuso presión cero.

### 10.2.3. Características físicas<sup>2</sup>

En todos los casos analizados en el presente trabajo de investigación se ha considerado a la sangre como un fluido newtoniano con una viscosidad

---

<sup>2</sup>La redacción de la descripción de las características físicas y la ejecución del solver, se repite en muchas partes del presente trabajo de tesis, con la intención de no tener que remitir al lector a un apartado específico, intentar además no obviar los pasos descritos en la metodología y para evitar una extrema dependencia de un apartado, con el resto del trabajo.



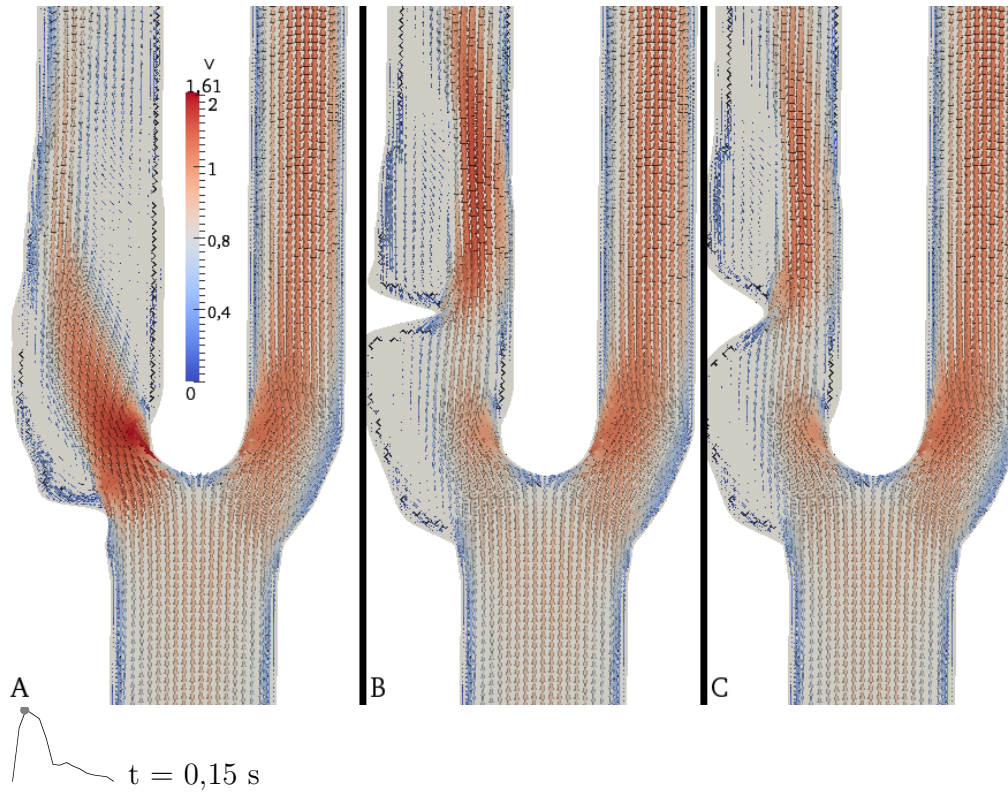


Figura 10.3: Carótidas idealizadas. Velocidades en el plano de simetría en la sístole, en m/s. Adaptado de [161].

cinemática ( $\nu$ ) de  $3,6 \cdot 10^{-6} \text{m}^2 \text{s}^{-1}$  y una densidad de  $994 \text{ kg/m}^3$  y paredes rígidas.

## 10.3. Resultados

### 10.3.1. Velocidades

En relación a las carótidas idealizadas, en las figuras 10.3 y 10.4 se muestran los campos de velocidades en los tres modelos en dos instantes del ciclo cardíaco: En la sístole ( $t=0,15 \text{ s}$ ), y al final de la diástole ( $t=0,77 \text{ s}$ ). En el modelo A la velocidad sistólica máxima (VSM) en la ACI es  $1,614 \text{ m/s}$  y, dado que la VSM en la ACC es  $0,9 \text{ m/s}$ , se obtiene un índice sistólico de

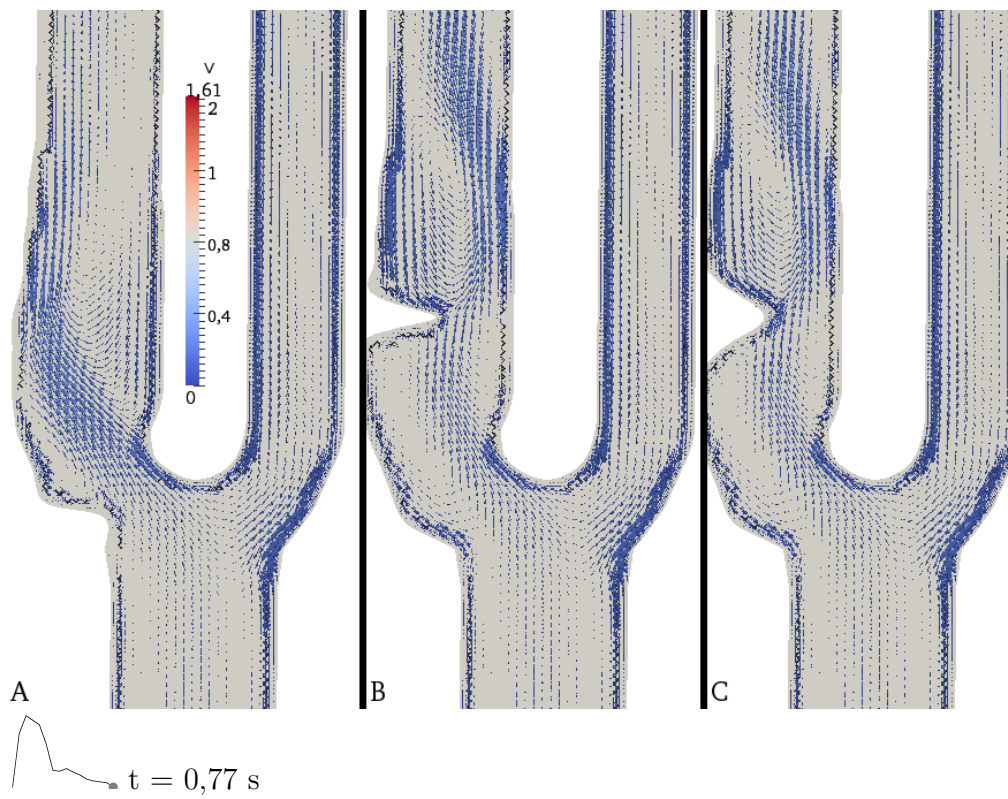


Figura 10.4: Carótidas idealizadas. Velocidades en el plano de simetría al final de la diástole, en m/s.

1,79. En el modelo B la VSM en la ACI es 1,4 m/s y el índice sistólico 1,55. En el modelo C la VSM en la ACI es 1,32 m/s y el índice sistólico 1,46. Las velocidades al final de la diástole (VDF) en la ACI son: En el modelo A 0,278 m/s, en el modelo B 0,24 m/s y en el modelo C 0,25 m/s.

De acuerdo con [167], si observamos la VSM, los tres modelos corresponden a un grado de estenosis entre el 50 y el 70%. Si observamos la VDF y el índice sistólico, corresponden a un grado de estenosis inferior al 50%, lo cual se aproxima mejor a las medidas directas de diámetros en los modelos (42,5%). En todo caso, los tres modelos están en la misma franja de la clasificación en cuanto al grado de estenosis según los criterios hemodinámicos de signos directos y de índices. Se observa recirculación postestenótica en los tres modelos y preestenótica, aunque más leve, en los modelos B y C, principalmente al final de la diástoles [161].

### 10.3.2. WSS, OSI y TE

Los resultados del  $\overline{WSS}$  se muestran en la figura 10.5. Aparecen valores altos de 37,76 Pa en el modelo A en la bifurcación, tanto en su parte interior como en la exterior, y alrededor de 20 Pa en los otros dos modelos. Estos valores altos de  $\overline{WSS}$  suponen, según ya se ha dicho, un riesgo de ulceración, trombosis y posterior rompimiento de placa. Por tanto, el modelo A implica un riesgo de embolización superior a los otros dos modelos. En cuanto a valores bajos y oscilantes simultáneamente de WSS que puedan ocasionar un riesgo de crecimiento de placa por HI, solo aparecen en la parte distal de la estenosis en los modelos B y C. En cuanto a los tiempos de exposición a tensiones de cizallamiento superiores a 30 Pa, figura 10.6, son más bajos y abarcan una zona más extensa en el modelo A que en los modelos B y C. Estos valores de  $\overline{WSS}$  y TE suponen, según ya se ha dicho, un riesgo de ulceración, trombosis y posterior rompimiento de placa. Por tanto, el modelo A implica un riesgo de embolización superior a los modelos B y C, siendo el riesgo en el B ligeramente superior al de C.

En la figura 10.7 se muestran el  $\overline{WSS}$  por debajo de 1,5 Pa y el OSI respectivamente con el objeto de analizar valores bajos y oscilantes simultáneamente de WSS que puedan ocasionar un riesgo de crecimiento de placa por IH.

En los dos casos el riesgo es bajo (no se sitúan claramente por debajo de 0,5 Pa) y algo superior en el modelo B que en el C ya que es algo más oscilante.

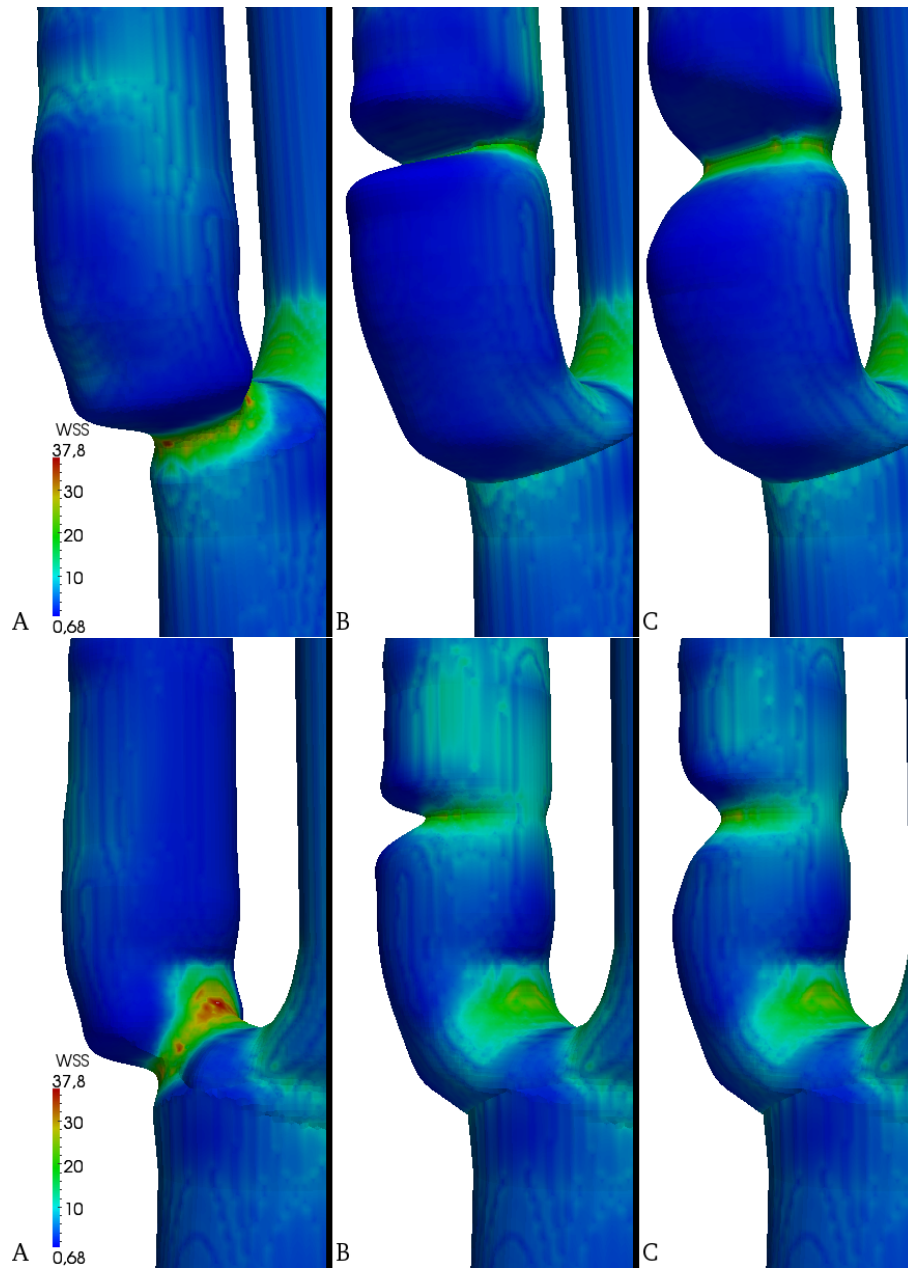


Figura 10.5: Carótidas idealizadas.  $\overline{WSS}$  en Pa. Arriba vista exterior estenosis, abajo vista interior estenosis.

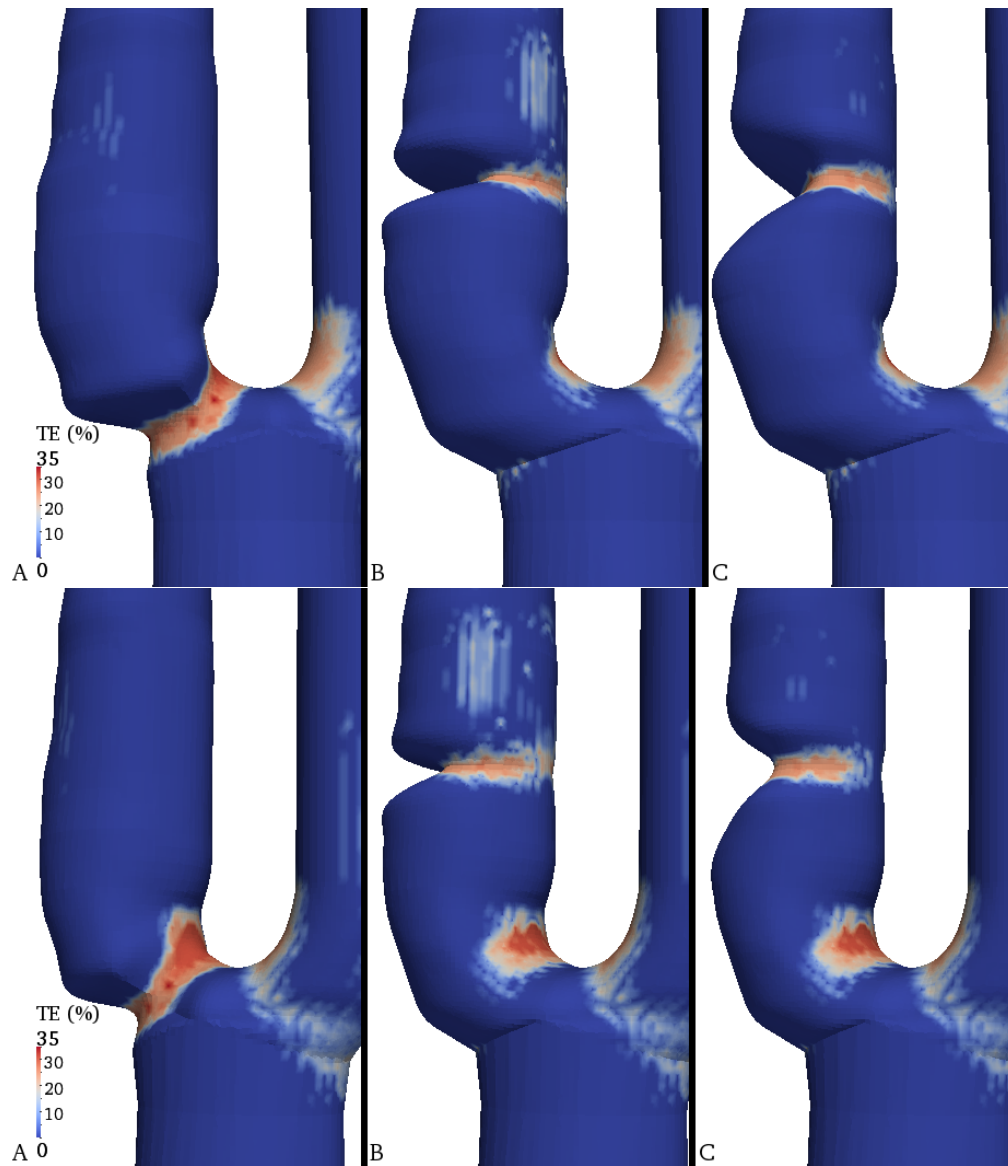


Figura 10.6: Carótidas idealizadas. TE correspondiente a un WSS superior a 30 Pa, en porcentaje del Período. Arriba vista exterior, abajo vista interior.

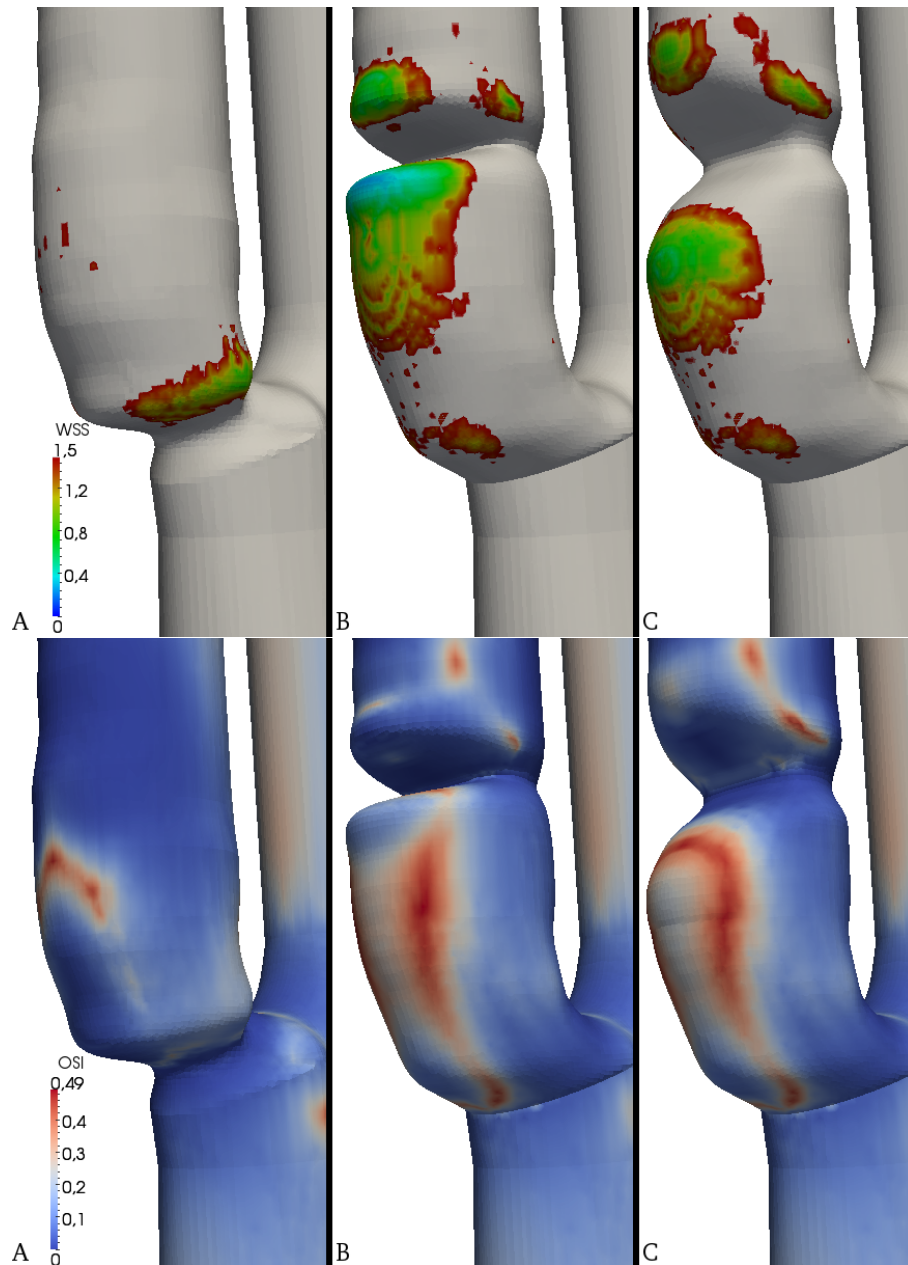


Figura 10.7: Carótidas idealizadas, vista exterior. Arriba:  $\overline{WSS}$  en Pa, se muestran solo los valores por debajo de 1,5 Pa. Abajo: OSI.

## 10.4. Breve resumen del capítulo

Con el presente apartado se culminan los capítulos dedicados al estudio de casos concretos. En este último caso se ha trabajado sobre modelos contruidos con herramientas CAD (modelos idealizados de carótidas). La idea fundamental es ver como una situación de diagnóstico, que podría inducir a un mismo tratamiento, puede ser diferenciada con ayuda de la simulación numérica.

### Notas sobre las principales fuentes utilizadas:

En cuanto a los resultados descritos es importante señalar que muchos de ellos corresponden a un trabajo publicado [161], que forma parte de la propia investigación. Con respecto a la utilización de OpenFOAM<sup>®</sup>, todos los archivos y diccionarios empleados y adaptados a nuestro caso, fueron descargados en su forma original de los diferentes sitios webs relacionados con este software como por ejemplo [9, 10], y especialmente de los tutoriales que suministra la instalación del programa.

### Licencias y otros datos de los programas descritos o utilizados:

OpenFOAM<sup>®</sup>

Copyright © 2004-2015 OpenCFD Ltd (ESI Group).

Copyright © 2011-2015 OpenFOAM

Foundation|OPENFOAM and OpenCFD are registered trademarks of OpenCFD Ltd.

# Capítulo 11

## Resultados Generales

EN este capítulo se presentan los resultados de forma general. Para lo cual se han relacionado los resultados, que a partir de las simulaciones efectuadas, se han obtenido en cada uno de los casos analizados en los capítulos previos: Caso Clínico (Preoperatorio), Caso Clínico (Postoperatorio) y Modelos Idealizados de Carótidas. Se añade la reproducción geométrica de la carótida derecha del caso clínico estudiado. En cuanto a las mejoras en el diagnóstico, cabe subrayar que ha sido publicado un artículo [161], que sirve conjuntamente con el presente trabajo de tesis para presentar los resultados de la investigación. Referido a la mejora de la hemodinámica en la revascularización, se debe señalar que se encuentra en fase de investigación, pues se necesitaría un número mayor de casos para arribar a conclusiones claras. No obstante la metodología de trabajo se puede aplicar en investigaciones futuras.

### 11.1. Mejoras en el diagnóstico clínico

Se ha evaluado la posibilidad de que la realización de un examen de las tensiones de cizallamiento mediante simulación numérica pueda ser útil para el diagnóstico en una estenosis carotídea tributaria de endarterectomía.

Para ello se ha establecido un procedimiento de trabajo y se ha aplicado a un caso clínico con una estenosis sintomática situada ligeramente por debajo de la franja moderada. Se ha realizado la simulación numérica a partir de los datos geométricos obtenidos con una angio-TC y con las velocidades



obtenidas mediante ecografía Doppler. También se han construido tres modelos idealizados de carótidas con el mismo grado de estenosis que el caso clínico, una estenosis en la bifurcación carotídea y las otras dos con la estenosis algo más alejada y con dos pendientes geométricas diferentes, y se han analizado las mismas condiciones de caudal que el caso clínico.

Para el caso clínico analizado, las velocidades obtenidas en los puntos de control mediante la simulación muestran una buena concordancia con las medidas mediante ecografía Doppler. El análisis de las tensiones de cizallamiento y sus tiempos de exposición muestran que existe un alto riesgo de embolización por rotura de la placa situada cerca de la bifurcación carotídea. Se obtiene también que el riesgo de que la placa aterosclerótica continúe progresando es bajo. Estos resultados son consistentes con la sintomatología del paciente y contribuyen a completar y clarificar el diagnóstico inicial para la valoración de una intervención quirúrgica.

Los resultados obtenidos en los modelos idealizados de carótidas muestran zonas de recirculación postestenótica y preestenótica, siendo más pronunciada la postestenótica y produciéndose principalmente en el final de la diástole.

El análisis de las tensiones de cizallamiento y los tiempos de exposición a valores altos de dichas tensiones muestra que el riesgo de embolización es superior si la estenosis se sitúa cerca de la bifurcación carotídea.

Esto es debido a que la presencia de una estenosis hace aumentar el  $\overline{WSS}$  en la zona proximal y, si dicha estenosis se sitúa en una zona con valores altos de  $\overline{WSS}$ , aún sin estenosis, como es la zona próxima a la bifurcación [153,202], el valor final de  $\overline{WSS}$  es superior al que se obtiene si la estenosis está situada donde los valores son inicialmente más bajos. Asimismo, se obtiene que el riesgo de embolización es ligeramente superior si la pendiente geométrica de la estenosis es más pronunciada.

Se obtiene también que el riesgo de que la placa continúe en progresión es bajo en todos los casos, algo mayor si la pendiente de la estenosis es más pronunciada y previsiblemente se producirá en la parte distal de ésta.

Los resultados obtenidos, son consistentes con la hipótesis de que una análisis de las tensiones de cizallamiento realizado mediante simulación numérica puede ayudar a completar el diagnóstico de las estenosis carotídeas sintomáticas moderadas o asintomáticas severas y a clarificar el riesgo de accidente cardiovascular.

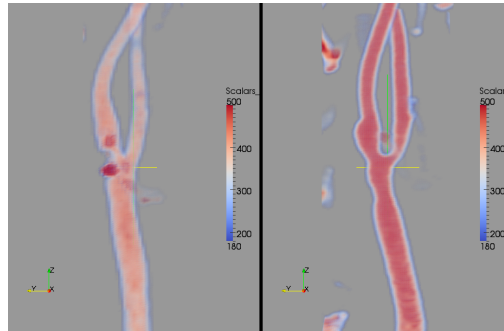


Figura 11.1: Geometrías Pre-Post operatorio.

## 11.2. Mejora hemodinámica en la intervención

La mayor parte de trabajos que proponen mejoras en la hemodinámica analizan una situación “post-intervención” ideal. Los análisis se basan, en general, en el supuesto de que se alcanzarán determinados objetivos relacionados con la eliminación de las placas de ateromas y modificaciones inducidas en la zona donde es realizado el procedimiento quirúrgico, sin tener en cuenta los cambios que realmente ocurren en las carótidas, ni su influencia en las variables previamente calculadas y optimizadas. A continuación se introduce una comparativa, que podría ser de utilidad en futuros estudios.

### 11.2.1. Comparativa, Pre-Post

El uso de todas las herramientas de procesamiento de los datos así como la simulación numérica permiten efectuar una comparativa entre los estados, preoperatorio (Pre) y postoperatorio (Post)<sup>1</sup> del paciente. Esto es un aspecto importante tanto en el resultado de la intervención como en la propuesta de optimizaciones geométricas.

#### Geometría

El primer aspecto a tener en cuenta en la comparativa es el aspecto geométrico, para analizar algunos de los cambios, que se originan después

<sup>1</sup>En lo sucesivo preoperatorio o simplemente Pre, postoperatorio o simplemente Post.

de ser realizada al endarterectomía. En la figura 11.1, podemos observar dos imágenes visualizadas con el ParaView del angio-TC, en el cual se ha asignado un rango de valores entre 180 y 500, para su mejor visualización. Las geometrías obtenidas mediante segmentación se muestran en la figura 11.2, de su análisis se concluye que en el postoperatorio para la carótida izquierda:

- Hay un estrechamiento en la ACC, antes de llegar a la bifurcación.
- En la ACE, después de pasar la bifurcación se observa igualmente un estrechamiento, que no existía antes de la operación.
- Con respecto al bulbo carotídeo, se puede observar que en el postoperatorio, este queda mucho más grande, pudiendo favorecer zonas de recirculación del flujo.

Se debe señalar, que muchos de estos cambios geométricos, pudieran no haber sido contemplados por el especialista, en el momento de efectuar, la endarterectomía, o sencillamente pueden escapar de su control con los recursos con los que cuenta actualmente. Favoreciendo la hipótesis de posibles cambios “espontáneos”, que condicionen trabajos de optimización hemodinámica, afectando a los resultados previamente buscados en el momento de la operación.

Al paciente se le había efectuado con anterioridad una endarterectomía en la carótida derecha por lo cual se contaba con una carpeta de las imágenes DICOM en la etapa preoperatoria, esto brindó la oportunidad de comparar también los cambios ocurridos en esta carótida derecha aprovechando el angio-TC realizado. En este caso, los cambios sufridos por esta carótida derecha, de forma “espontánea” habrán tenido lugar en un período de tiempo mucho mayor. En la figura 11.3, se observa dicha comparativa entre el pre y el postoperatorio, para el caso de la carótida derecha.

Del análisis de estas imágenes, figura 11.3, se concluye que en el postoperatorio para la carótida derecha:

- El estrechamiento en la ACC, antes de llegar a la bifurcación, ya no resulta tan evidente. Este hecho se puede vincular a la manipulación del especialista durante la intervención, o a que el tiempo entre los angio-TC, ha sido superior que en el caso de la carótida izquierda. O no está determinado, por ninguna de las causas anteriores.

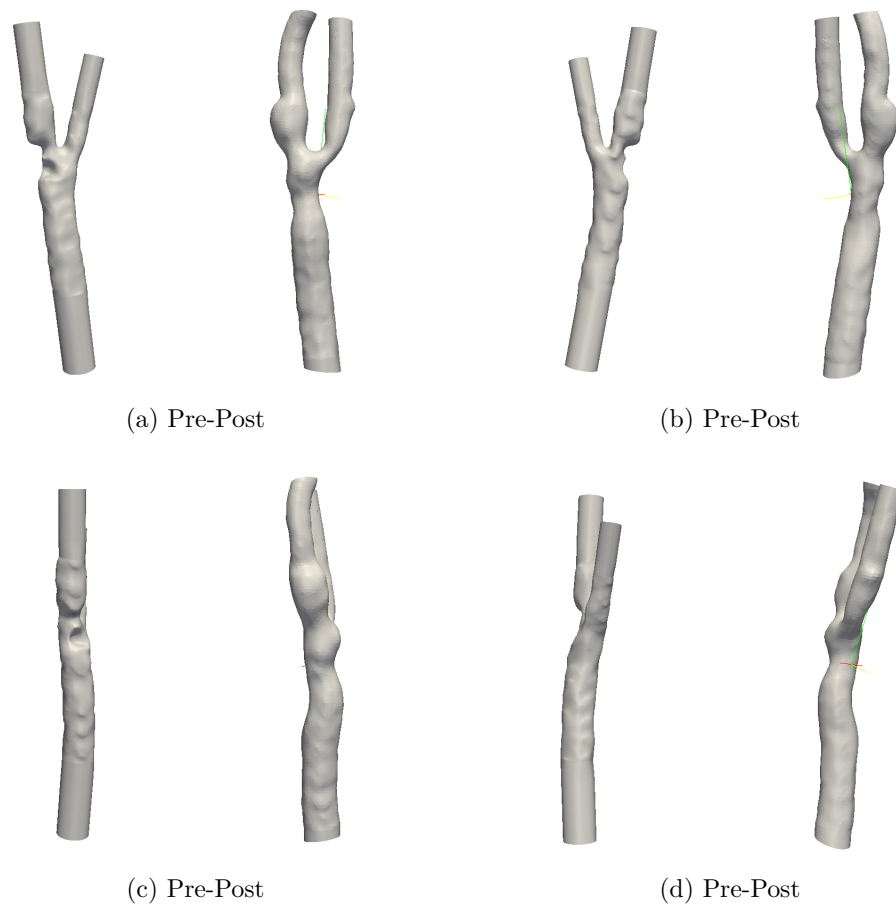


Figura 11.2: En la figura se observan cuatro vistas de la carótida izquierda de un paciente, obtenidas mediante segmentación a partir del angio-TC.

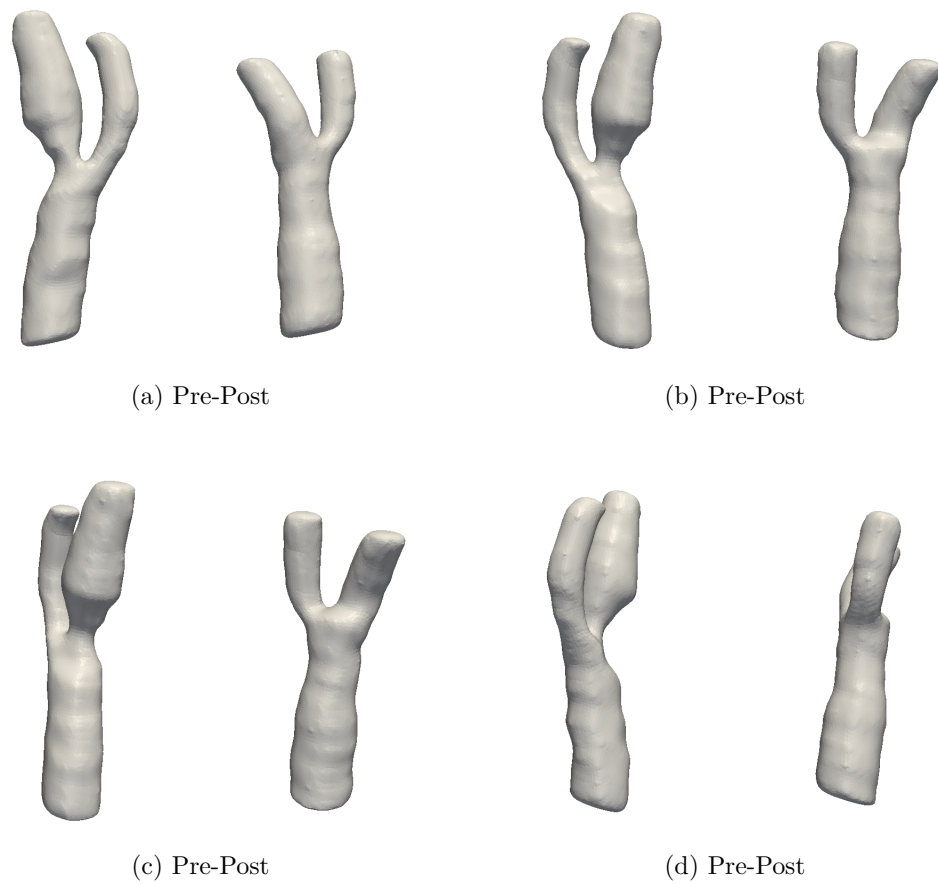


Figura 11.3: En la figura se observan cuatro vistas comparativas entre el pre y postoperatorio de la geometría de la carótida derecha del paciente obtenidas mediante segmentación a partir del angio-TC.

- Con respecto al bulbo carotídeo, en el postoperatorio, se observa que este desaparece o tiende a tomar una forma mucho más tubular y homogénea.

Como queda en evidencia la comparativa desde el punto de vista geométrico de ambas carótidas, la izquierda y la derecha en los períodos pre y postoperatorios, puede ser útil en el intento de aportar una posible pauta de comportamiento. Se requeriría de un mayor número de casos para lograr una significación estadística.

### Velocidades

En cuanto a las velocidades utilizadas para la obtención del perfil Womersley, a aplicar como condición de contorno en la ACC (entrada) y en la ACI (una de las salidas), se pueden analizar los cambios en los gráficos de la figura 11.4.

En estos gráficos, se observa como la velocidad en el centro de la ACI, ha aumentado significativamente, hecho que a priori podría inducir a suponer un buen resultado de la intervención desde el punto de vista de la cantidad de flujo sanguíneo que arriba al cerebro. No obstante y para ser más preciso se deben analizar los caudales y su distribución. Esto se puede lograr con los resultados de las simulaciones.

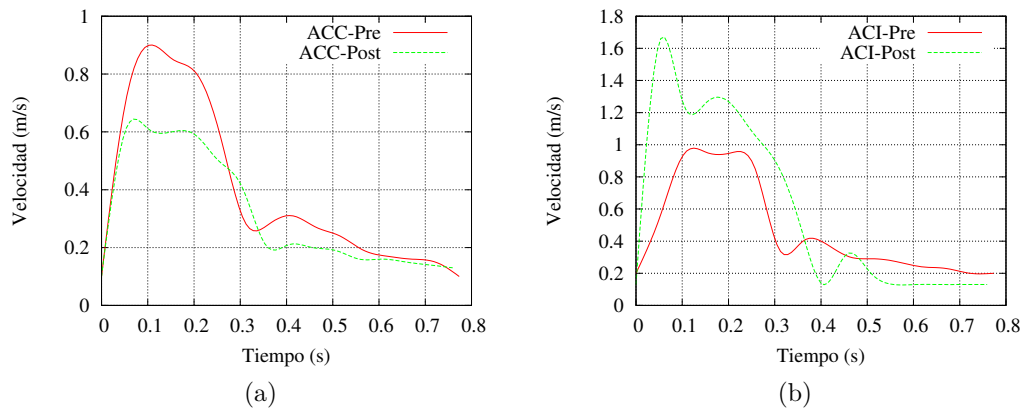


Figura 11.4: Velocidades Pre-Post. En la figura se observa una comparativa Pre-Post, entre las velocidades en el centro de la ACC1 (a) y las velocidades en el centro de la ACI1 (b).

### Caudales

Con respecto a la comparación entre los caudales en el pre y el post operatorio, figura 11.5, en apariencia en el post operatorio tendremos un caudal mayor para la ACI. Calculando el volumen total de sangre en todo el ciclo cardíaco, se obtuvieron los resultados mostrados en la tabla 11.1.

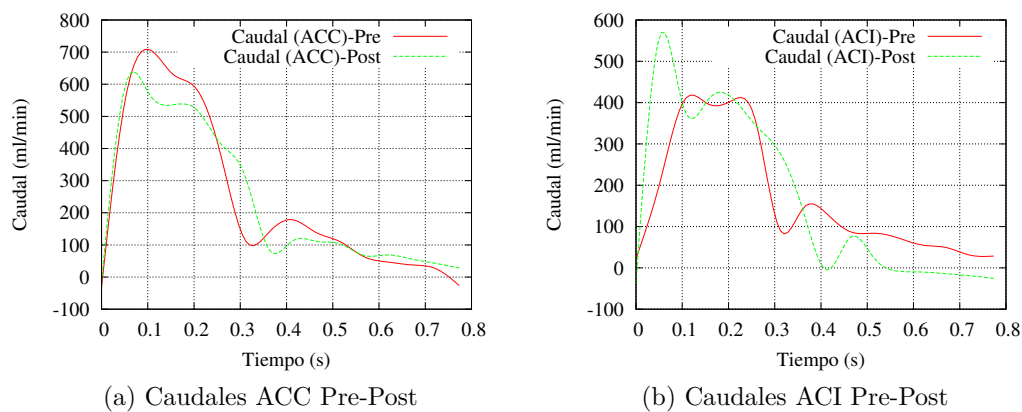


Figura 11.5: Caudales Pre-Post. ACC, ACI.

Tabla 11.1: Relaciones entre caudales.

(a)		(b)		
	Post/Pre		Pre	Post
ACC1	0,99	ACI1/ACC1 (%)	70,33	69,47

De ambos resultados, figura 11.5 y tabla 11.1, se desprende que los gráficos del análisis simple de las velocidades, que se hubiesen podido obtener solo por ecografía Doppler<sup>2</sup> puede inducir a conclusiones erróneas, pues la relación de volúmenes totales apenas tuvo variación. Sin embargo la clínica del paciente mejoró significativamente, lo que ayuda a confirmar que el accidente del paciente, fue debida probablemente al desprendimiento de placa, no a la falta de riego sanguíneo.

<sup>2</sup>Método convencional.

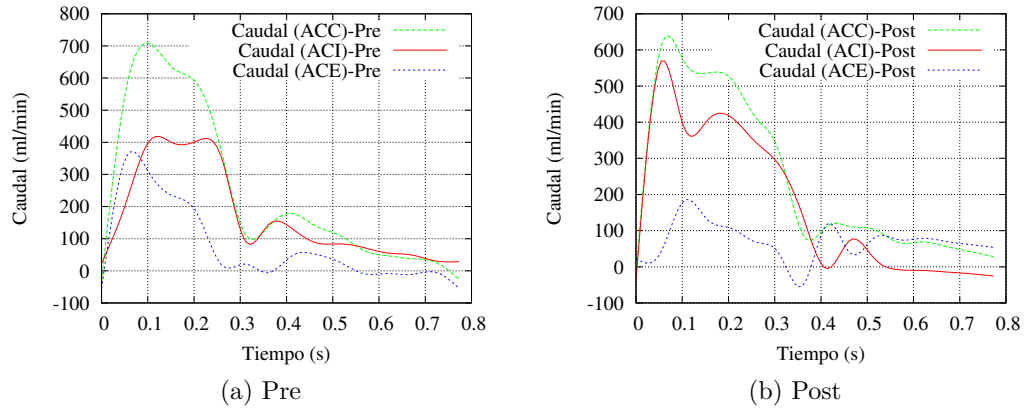


Figura 11.6: Distribución de caudales.

Esto sugiere que el análisis se debe completar con la distribución total de caudales en el pre y postoperatorio. La posibilidad de realizar este análisis es otra de las ventajas que permite la simulación, en cuanto a las conclusiones sobre la clínica del paciente y su seguimiento en el período postoperatorio. En la figura 11.6 se puede ver las curvas de caudales en todas las ramas de la arteria en las etapas pre y postoperatorias.

### WSS, OSI y TE

En las figuras 11.7 y 11.8, se muestran resultados de la variable hemodinámica  $\overline{WSS}$ , en el pre y el postoperatorio.

Se desprende del análisis de ambas figuras que el  $\overline{WSS}$  ha bajado en las zonas de mayor peligro y que por tanto el problema de riesgo de desprendimiento de placa, que era el que había afectado al paciente ha sido resuelto en principio.

No obstante comienza existir riesgo de acumulación de placa y de reestenosis, por lo cual un seguimiento de este paciente es importante desde el punto de vista de su salud como para arribar a conclusiones futuras, en cuanto a tener en cuenta los resultados en el postoperatorio.

Mediante la comparativa de las figuras 11.7, 11.8, 11.9 y 11.10, se llega a la conclusión de que han aparecido nuevas zonas donde los índices son oscilantes y de WSS bajos. Estos se encuentran ahora (Post), en el bulbo, la ACE pasada la bifurcación, y la ACC, justo antes de la bifurcación.



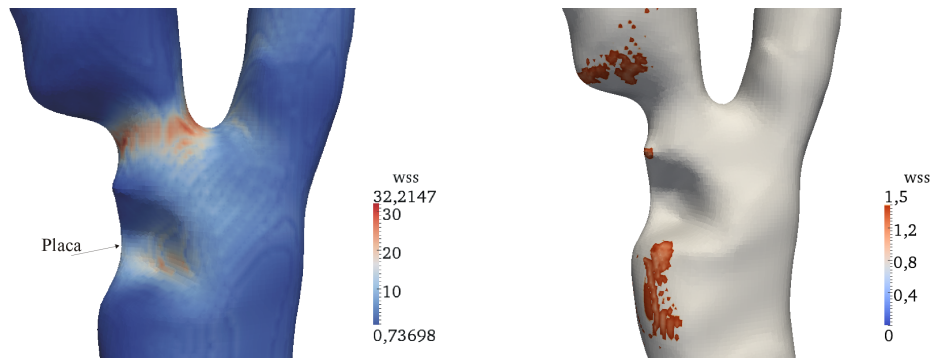


Figura 11.7: Preoperatorio. WSS promedio en un ciclo cardíaco,  $\overline{WSS}$ , en Pa. En la imagen de la derecha se visualizan solo los valores comprendidos entre 0 y 1,5 Pa.

Teniendo en cuenta la geometría podríamos decir que son zonas de probable recirculación del flujo. No obstante a este desplazamiento de las zonas de elevado OSI, esta variable de forma general presenta valores más bajos en el período postoperatorio.

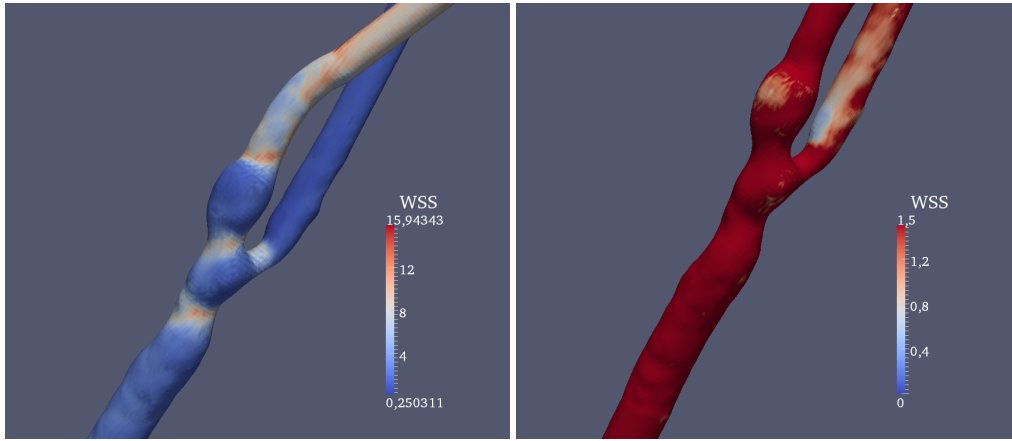
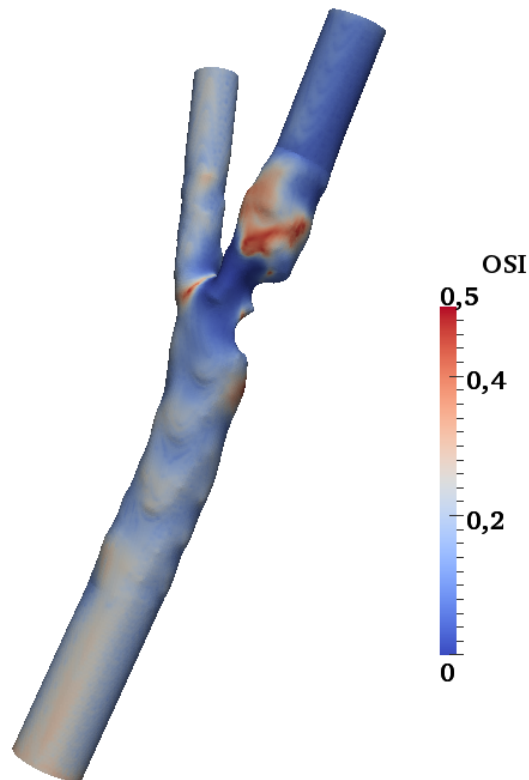


Figura 11.8: Postoperatorio. WSS promedio en un ciclo cardíaco,  $\overline{WSS}$ , en Pa. En la imagen de la derecha se visualizan solo los valores comprendidos entre 0 y 1,5 Pa.



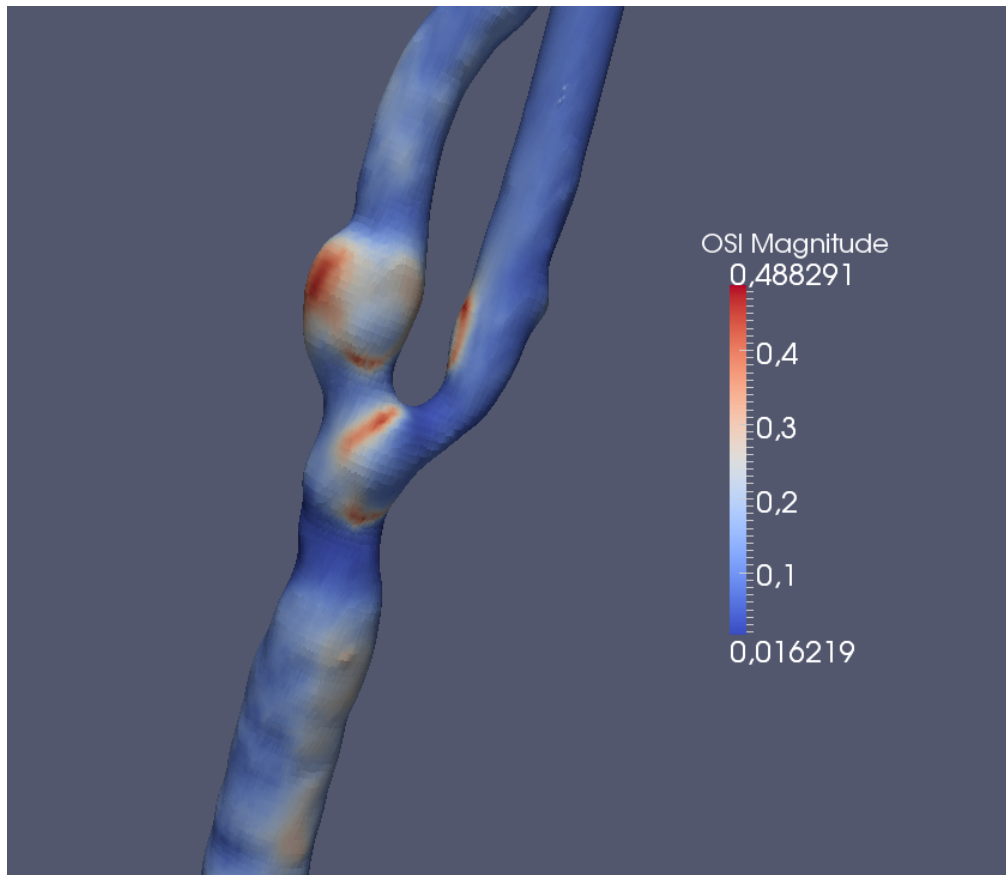


Figura 11.10: OSI, postoperatorio.

En relación a los tiempos de exposición y observando las figuras 11.11 y 11.12, podemos decir que en general los tiempos de residencias de las tensiones 20, 25 y 30 han bajado en un ciclo cardiaco, lo que corrobora la mejoría en cuanto a los riesgos de embolización.

### 11.3. Limitaciones prácticas para una mejora hemodinámica

Es arriesgado tomar una decisión en cuanto a proponer una metodología que asegure la optimización hemodinámica en la operatoria. Como se ha visto en la comparativa efectuada, existen una serie de cambios no predecibles,

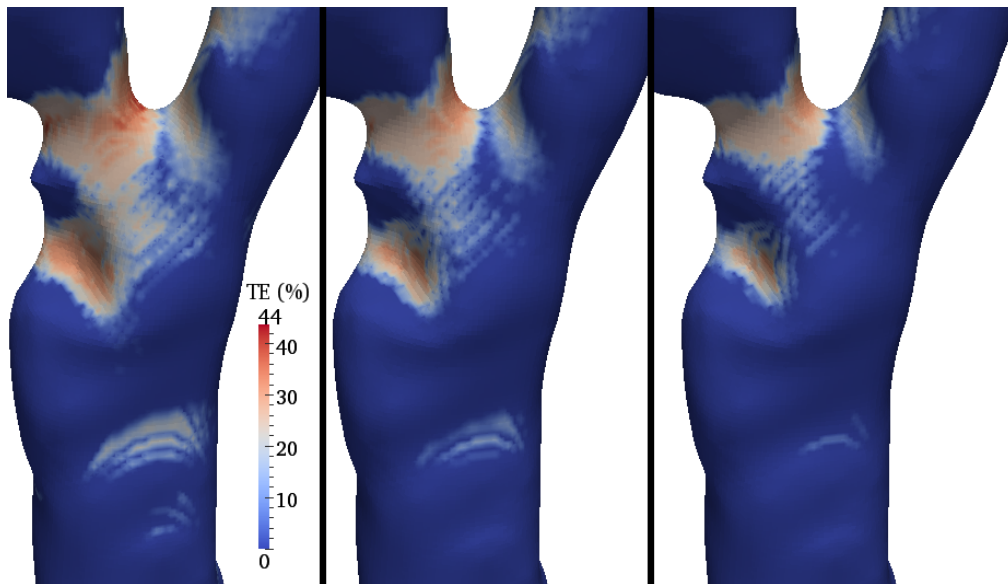


Figura 11.11: Caso clínico. Tiempo de exposición (Pre). De izquierda a derecha, TE correspondiente a un WSS superior a 20, 25 y 30 Pa respectivamente, en porcentaje del período.

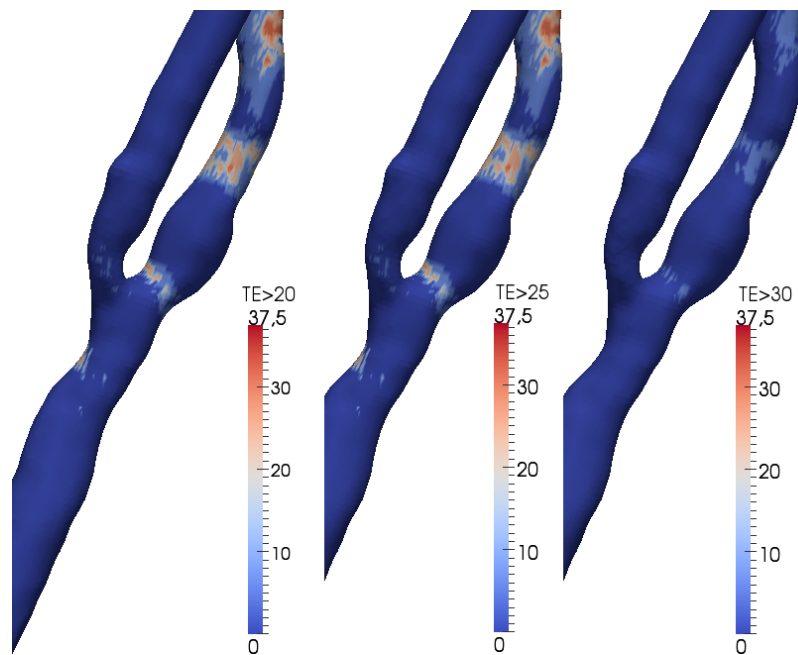


Figura 11.12: Caso clínico. Tiempo de exposición (Post). De izquierda a derecha, TE correspondiente a un WSS superior a 20, 25 y 30 Pa respectivamente, en porcentaje del período.

después de efectuada la operación, que tienen una influencia real en el comportamiento de las variables hemodinámicas.

Obtener una pauta en dichos cambios requeriría una minuciosa descripción del procedimiento utilizado durante la intervención, en el cual muchas veces el especialista va solventando situaciones según el curso de la operación y según su experiencia. Además, requeriría de un banco de datos para poder realizar un estudio estadístico significativo, como ya se ha mencionado al inicio de este capítulo.

Queda en evidencia que al realizar la endarterectomía, se debe tener en cuenta no solo la eliminación de la placa sino también la reconstrucción de la arteria, la manipulación efectuada y las características específicas de la carótida en concreto.

## 11.4. Breve resumen del capítulo

En el presente capítulo son relacionados diferentes resultados de los casos estudiados durante el curso de la investigación, añadiendo además la reproducción de la geometría de la carótida derecha del paciente. Se abordan temas como la posible mejora en el diagnóstico y de la hemodinámica en la intervención. La influencia de los dos estados tanto el pre como el postoperatorio puede aportar nuevas ideas en cuanto a lo que se pretende con la revascularización. Se evidencia que hay cambios que ocurren de forma no planificada y que pueden afectar los objetivos preliminares de la intervención, por lo cual debe ser un factor a tener en cuenta en cualquier intento de optimización hemodinámica.

## Capítulo 12

### Sumario y Conclusiones

EL principal objetivo del presente trabajo ha sido en primer lugar implementar un método para simular numéricamente la circulación sanguínea en la arteria carótida. El segundo objetivo ha sido el analizar la mejora de la hemodinámica de la zona.

Otro elemento no menos importante es de lograr crear los modelos y obtener los resultados a partir de los datos que de forma habitual utiliza el médico en la elaboración de su diagnóstico. La aplicabilidad del método de trabajo ha sido también eje central de la investigación, por lo cual se han usado herramientas de libre distribución, salvando de esta forma las barreras que impone el mercado en cuanto a precios de software y modificación de los mismos.

#### 12.1. Resumen del trabajo realizado

El trabajo comenzó con una profunda revisión de la bibliografía sobre la circulación arterial en general. La primera línea de investigación estuvo dirigida al estudio de bypass, en la zona infrapoplítea, en especial al estudio de los Cuff. Este tema de estudio sirvió para lograr establecer una metodología primaria en cuanto a la obtención de los modelos y la definición de las condiciones de contorno. En un principio tanto la construcción de los modelos como las simulaciones se realizaban con herramientas comerciales. La discretización por el método de elementos finitos era la utilizada.

Entre las limitaciones de aquel período, podemos mencionar además de las típicas de utilizar programas comerciales, la de no poder reproducir la geometría específica de la arteria carótida del paciente y de imponer condiciones de contorno, a partir de curvas obtenidas de fuentes bibliográficas, pues no se contaba con los datos, ni tampoco con el conocimiento.

No obstante en este período se obtuvieron importantes resultados en cuanto a la obtención de variables hemodinámicas fundamentales y al análisis de resultados.

También se pudo constatar que las simplificaciones típicas de nuestros modelos estaban generalmente aceptadas por la comunidad científica, como son pared rígida, fluido newtoniano, y régimen laminar. Se usaba un perfil plano de velocidades, que aunque transitorio, no dejaba de ser homogéneo tanto en las entradas como en las salidas de los modelos, este perfil posteriormente pasó a ser de tipo Womersley.

Debido a todos los inconvenientes que planteaba el trabajo con códigos comerciales, no solo de tipo económico, sino también en cuanto a la libertad de hacer modificaciones en los modelos y en las implementaciones, se decidió pasar a emplear herramientas de libre distribución, por lo que hubo que cambiar gran parte de la filosofía de la investigación, pasando a trabajar completamente en un entorno GNU/Linux. También hubo que adentrarse en el método de volúmenes finitos, que como ya se ha comentado, tiene la ventaja de ser un método de discretización conservativo al tiempo que es el método utilizado por OpenFOAM®. El trabajo en el nuevo entorno representó un punto de inflexión en la investigación, y aunque la curva de aprendizaje en general no era sencilla, si se percibió que los resultados llegarían. En este período se mejoró el uso del programa vmtk, ParaView, OpenFOAM® y sus aplicaciones. También se implementó la condición de contorno Womersley en el OpenFOAM®.

El tema de estudio pasó de la región infrapoplítea a las carótidas, siendo éste de interés para el grupo hospitalario ALTHAIA, con el cual se estableció, un convenio de colaboración.

A partir de este punto se pudieron obtener datos reales de pacientes, como son velocidades en las arterias a través de ecografía Doppler e imágenes DICOM, obtenidas mediante angio-TC.

Con posterioridad se trabajó en la mejora de la simulación, validando la misma, mediante comparativa de valores de velocidad en determinados puntos de control de la arteria carótida y PIV.



La parte final del trabajo se dirigió a un caso concreto, en el cual se aplicó todo el método a la mejora del diagnóstico clínico de un paciente con una estenosis moderada. También se pudo hacer una comparativa de tres modelos teóricos en los cuales según una clínica habitual, la necesidad de revascularización sería la misma para los tres casos, cosa que el resultado de la investigación negó.

## 12.2. Aportaciones del trabajo

Se resumen a continuación las aportaciones fundamentales del trabajo:

- Establecer un procedimiento para el aprovechamiento de la toma de datos habituales en la clínica de los pacientes con afectaciones en las carótidas.
- Obtener las velocidades en el contorno de nuestros modelos a partir de una ecografía Doppler.
- Reproducir la arteria carótida del paciente a partir de un angio-TC.
- Implementación del modelo en el software OpenFOAM®.
- Implementar en OpenFOAM® la condición de contorno Womersley para la velocidad en un modelo segmentado de carótida.
- Crear una metodología general que permita obtener los resultados de variables hemodinámicas como son el WSS, OSI, TE y otros parámetros derivados, con ayuda de la simulación numérica.
- Contribuir a la mejora del diagnóstico clínico, en pacientes con estenosis moderada.
- Comparar situaciones equivalentes en cuanto al grado de estenosis y averiguar cual es más peligrosa desde el punto de vista hemodinámico.
- Hacer un estudio comparativo entre la situación pre y postoperatoria de un paciente. Siendo ésta una novedad a introducir en estudios hemodinámicos, en la cual se indica no solo la importancia de tener en cuenta las características específicas de cada paciente y de sus condiciones de contorno, sino que hay que introducir o estimar los

posibles cambios futuros en la geometría y condiciones de contorno que tendrá el tramo arterial después de la operación.

- Realizar todo la investigación en un entorno de programación libre.

En general, mejorar el conocimiento sobre la circulación en las arterias carótidas con ayuda de la simulación numérica.

### 12.3. Limitaciones

En cuanto a las limitaciones se pueden resumir fundamentalmente en:

- Mejora en la toma de los datos: En este sentido se puede destacar la automatización de los datos tomados con ecografía Doppler y la incorporación de imágenes producidas con RM.
- Mejora en los modelos: Como ya se ha comentado se han usado en los modelos, pared rígida, fluido newtoniano y laminar. Puede ser conveniente examinar la necesidad de utilizar pared elástica, fluido no newtoniano y régimen turbulento.
- Estadística insuficiente para lograr sacar conclusiones en cuanto a los cambios geométricos y condiciones de contornos.

### 12.4. Líneas futuras de investigación

Actualmente se trabaja en dos líneas fundamentales de investigación, que son la implementación en el OpenFOAM® de la interacción fluido estructura en simulaciones hemodinámicas y la realización de un mayor número de estudios de carótidas, que permita simular situaciones pre y postoperatorias.

Otra posible línea de investigación puede estar en trabajos de optimización de variables hemodinámica en las cuales se incluya algún tipo de predicción estadística, dada por el peso que pueden tener los cambios no controlados en la geometría y en las condiciones de contorno en el período postoperatorio. En el momento actual las predicciones y optimizaciones hemodinámicas trabajan solo con variables que parten de una situación preoperatoria.

# Apéndice

## Apéndice A

# Obtención de Carótida Mediante el Vmtk Colliding 150-500

EN el proceso de obtención de la geometría para efectuar la simulación es necesario realizar múltiples pruebas, debido a la cantidad de imprecisiones que siempre acompañan tanto a la toma de datos como a los errores típicos de utilización de los programas existentes para este fin. Por este motivo se realizan un conjunto de experimentos y simulaciones previas tratando de combinar toda la información de manera que todas las partes contribuyan a obtener un modelo que refleje lo más acertadamente la realidad. A continuación se muestra el tipo de trabajo realizado usando de forma conjunta las herramientas descritas en los capítulos previos.

A partir de las imágenes DICOM obtenidas mediante angio-TC, ver caso clínico, capítulo 8, se detalla la obtención de la geometría aplicando la herramienta vmtk y haciendo uso del colliding con umbrales 150-500.

**VOI** El primer paso es colocar en una carpeta todo el conjunto de imágenes DICOM y obtener un vti, que contemple la zona de estudio, ver capítulo 4.3.

En esta carpeta se ejecuta la orden

```
vmtk vmtkimagevoiselector -ifile dicomimages.vti  
-ofile regio_estudi_carotides.vti
```

Donde dicomimages.vti es el primer archivo de las imágenes DICOM resultados del angio-TC, y regio\_estudi\_carotides.vti, es el nombre del

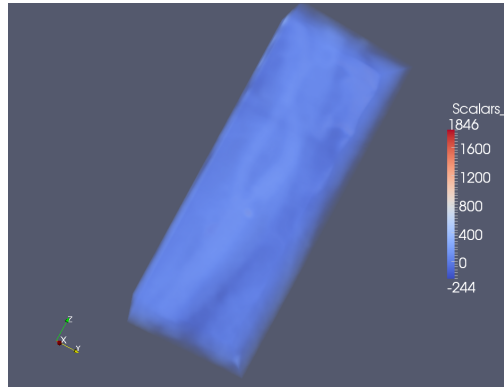


Figura A.1: Visualización del voi obtenido mediante el vmtk.

fichero que le hemos dado al resultado de seleccionar la zona de interés. En nuestro caso particular conocemos la carótida del paciente afectada. Zonas de la imagen como la columna vertebral, y la dentadura del paciente sirven para ubicar, después de cierto entrenamiento la localización de la carótida.

Aunque el vmtk tiene herramientas para visualizar este vti resultante se prefirió hacerle un examen previo con la herramienta de visualización ParaView, ver capítulo 6. Para esto abrimos con el ParaView el archivo regio\_estudi\_carotides.vti y en la barra de herramientas, seleccionamos la opción volumen 6.5 obteniendo en pantalla una imagen como la que muestra la figura A.1, a esta imagen se le agregó la leyenda de colores de manera de poder visualizar todo el rango de valores de grises. Como se tiene la intención de probar realizar un colliding con un rango de valores que vaya de 150 a 500 en la escala de grises a esa imagen se le aplican algunas de las herramientas que aporta el ParaView, como cambiar el reescalamiento automático que realiza el ParaView al rango de datos. En este caso se fija el mínimo en 150 y el máximo en 500. Obtenemos una imagen donde se observa de forma más clara el contorno de la carótida, figura A.2.

**Segmentación** Después de esta visualización pasamos a aplicarle a este voi, el colliding con la herramienta vmtk. Para lo cual en el mismo directorio ejecutamos la orden:

```
vmtk vmtklevelsetsegmentation -ifile regio_estudi_carotides.vti  
-ofile PriPacPreColl150i500.vti
```

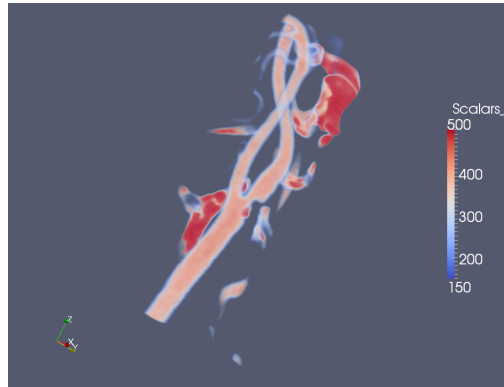


Figura A.2: El voi, una vez establecido el rango que queremos sea representado en la leyenda de colores del ParaView.

Donde PriPacPreColl150i500.vti es el nombre al fichero de salida que obtendremos después de aplicar el colliding. Se observa que este nombre hace referencia a que es el primer paciente (PriPac), que se está trabajando sobre la situación preoperatoria (Pre) y que se le aplica el colliding con un rango inferior de valor 150 y uno superior de valor 500 en la escala de grises (Coll150-500).

En el terminal obtendremos la siguiente salida:

```
Creating vmtnLevelSetSegmentation instance.
Automatic piping vmtnlevelsetsegmentation
Parsing options vmtnlevelsetsegmentation
ImageInputFileName = regio_estudi_carotides.vti
LevelSetsOutputFileName = PriPacPreColl150i500.vti
Explicit piping vmtnlevelsetsegmentation
Input vmtnlevelsetsegmentation members:
Id = 0
Disabled = 0
Image = None
ImageInputFileName = regio_estudi_carotides.vti
FeatureImage = None
FeatureImageInputFileName =
InitializationImage = None
InitializationImageInputFileName =
InitialLevelSets = None
```

```
InitialLevelSetsInputFileName =  
LevelSets = None  
LevelSetsInputFileName =  
LevelSetsType = geodesic  
FeatureImageType = gradient  
SigmoidRemapping = 0  
IsoSurfaceValue = 0.0  
DerivativeSigma = 0.0  
FeatureDerivativeSigma = 0.0  
UpwindFactor = 1.0  
FWHMRadius = [1.0, 1.0, 1.0]  
FWHMBackgroundValue = 0.0  
NumberOfIterations = 0  
PropagationScaling = 0.0  
CurvatureScaling = 0.0  
AdvectionScaling = 1.0  
EdgeWeight = 0.0  
SmoothingIterations = 5  
SmoothingTimeStep = 0.1  
SmoothingConductance = 0.8  
vmtkRenderer = None  
LevelSetsOutputFileName = PriPacPreColl150i500.vti  
FeatureImageOutputFileName =  
Reading VTK XML image file.  
Spacing (0.5859375, 0.5859375, 0.39999389648)  
Origin (137.70703125, 308.70703125, -311.5)  
Dimensions (44, 45, 179)  
Executing vmtklevelsetsegmentation ...
```

y en la pantalla tendremos la imagen mostrada en figura A.3.

Dentro de esta imagen pulsamos la letra “e” y en el terminal tendremos la siguiente salida interactiva, en la cual debemos escoger el tipo de inicialización, y los umbrales inferiores y superiores, también nos indica como debemos seleccionar los puntos mediante la tecla Ctrl:

```
Please choose initialization type: (0: colliding fronts; 1: fast  
marching; 2: threshold; 3: isosurface, 4: seed): 0  
Colliding fronts initialization.
```

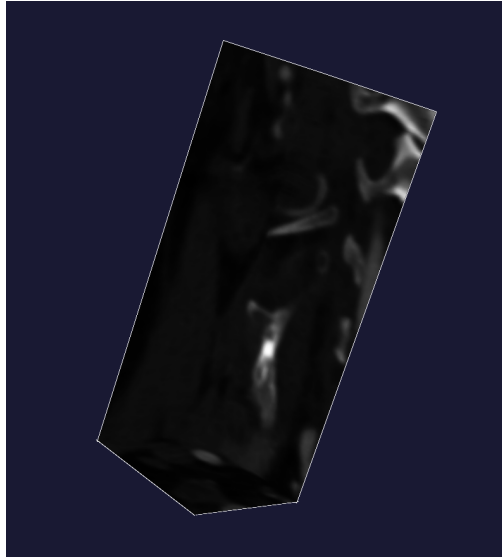


Figura A.3: El voi listo para efectuar la inicialización.

Please input lower threshold ('i' to activate image, 'n' for none):

150

Please input upper threshold ('i' to activate image, 'n' for none):

500

Please place two seeds (click on the image while pressing Ctrl).

Entonces vamos moviendo los planos y seleccionando el recorrido y uniendo los segmentos. El proceso es iterativo, se ha elegido en este caso mantener los umbrales. Se va pasando de una pantalla a la otra apretando dentro de la pantalla 3D la tecla “e”. A continuación se muestran las salidas en terminal, y como se va construyendo la arteria, figura A.4.

Displaying.

Accept initialization? (y/n): y

Displaying.

Initialize another branch? (y/n): y

Please choose initialization type: (0: colliding fronts; 1: fast marching; 2: threshold; 3: isosurface, 4: seed): 0

Colliding fronts initialization.

Please input lower threshold ('i' to activate image, 'n' for none):

150



Please input upper threshold ('i' to activate image, 'n' for none):  
500  
Please place two seeds (click on the image while pressing Ctrl).  
Displaying.  
Accept initialization? (y/n): y  
Displaying.  
Initialize another branch? (y/n): y  
Please choose initialization type: (0: colliding fronts; 1: fast  
marching; 2: threshold; 3: isosurface, 4: seed): 0  
Colliding fronts initialization.  
Please input lower threshold ('i' to activate image, 'n' for none):  
150  
Please input upper threshold ('i' to activate image, 'n' for none):  
500  
Please place two seeds (click on the image while pressing Ctrl).  
Displaying.  
Accept initialization? (y/n): y  
Displaying.  
El proceso continua hasta que finalmente se obtiene la  
construcción de la arteria con los segmentos que queremos. Es  
conveniente señalar que es un proceso laborioso y un error,  
malogrará todo el trabajo.  
Una vez hayamos obtenido una parte importante de la  
construcción deseada con este proceso iterativo, llegaremos a una  
construcción similar al de la figura A.5. En el caso de esta figura  
observamos la ACC y una rama.  
La recomendación es terminar el proceso y realizar una  
primera salva, para no perder el trabajo realizado, figura A.6.  
Para lograrlo se debe poner que no cuando en el terminal, se nos  
pregunte si deseamos inicializar otra nueva rama. No obstante lo  
anterior es una decisión del usuario, según sea su experiencia en  
las interrupciones del programa o los fallos que haya tenido al  
tener que ir segmentando cuidadosamente la arteria.  
Initialize another branch? (y/n): n  
Please input parameters (type return to accept current values, 'e'  
to end, 'q' to quit):  
NumberOfIterations(0) [PropagationScaling(0.0)  
CurvatureScaling(0.0) AdvectionScaling(1.0)]: 300

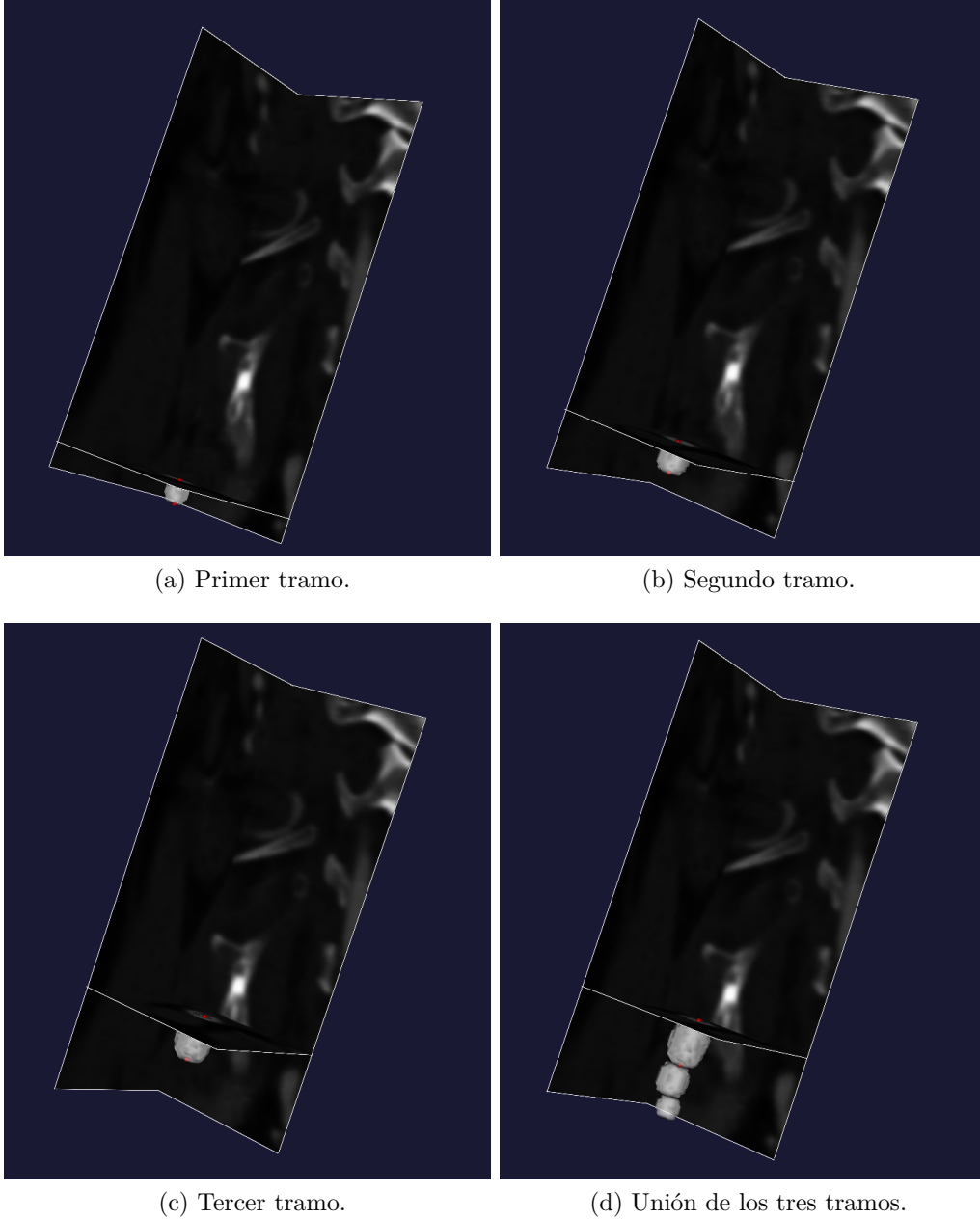


Figura A.4: Segmentación de una Carótida con colliding. En la figura se incluye el puntero, para recordar que el proceso es interactivo.

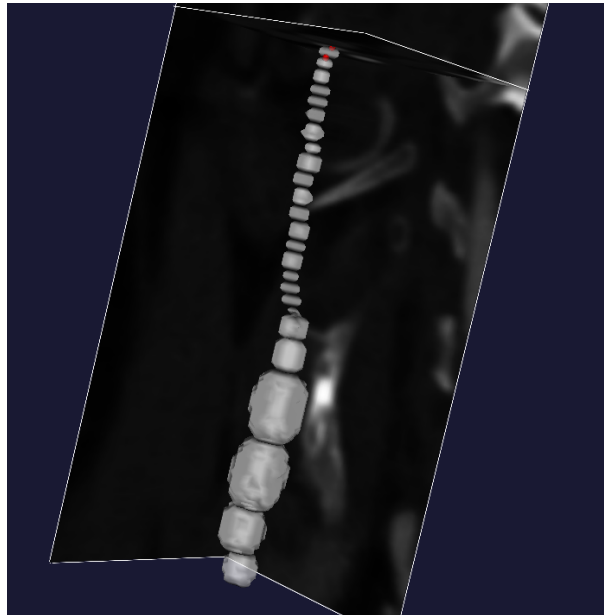


Figura A.5: ACC con una rama.

```
Progress: 100%
Displaying.
Accept result? (y/n): y
Merge branch? (y/n): y
Displaying.
Segment another branch? (y/n): n
Done executing vmtklevelsetsegmentation.
Writing VTK XML image file.
Output vmtklevelsetsegmentation members:
Id = 0
LevelSets = vtkImageData
FeatureImage = vtkImageData
```

No hay que temer el no haber terminado la construcción de la arteria pues como se vio en 4.3, es posible volver a comenzar el proceso de segmentación a partir del vti obtenido en un primer proceso de segmentación de la carótida, mediante la instrucción:

```
vmtk vmtklevelsetsegmentation -ifile regio_estudi_carotides.vti
```



Figura A.6: Primera salva de la segmentación.

```
-levelsetsfile      PriPacPreColl150i500.vti      -ofile  
PriPacPreColl150i500i2.vti
```

Esto garantiza que la primera rama no se pierde. Nos valemos de esta posibilidad de `vmtk`, para incrementar el número de ramas. Ahora el fichero de salida `PriPacPreColl150i500i2.vti`, tendrá tanto la información de la rama anterior como de la nueva rama. Además el trabajo en la zona de la bifurcación es muy delicado, muchas veces puede echar a perder todo el trabajo realizado inicialmente.

El proceso se sigue realizando de la misma forma que para la primera segmentación. Solo la práctica dará cierto dominio, de su realización.

En este caso se decide volver a realizar otra salva culminando el proceso como se muestra en la imagen siguiente, para no perder la segunda rama, figura A.7.

Al finalizar el proceso de segmentación se obtiene un archivo `vti`, cuya geometría está representada en la figura A.8, visualizada con el `vmtk`. Este `vti` resultante también lo podemos inspeccionar con el `ParaView`, al igual que lo hicimos con el `vti` inicial, para lo cual es necesario abrirlo desde el programa de visualización aplicándole al volumen el filtro “contour” para un



Figura A.7: Segunda salva de la segmentación.

valor 0 de la isosuperficie, ver figura A.9.

**Marchincube** Después de esta visualización que permite manipular el modelo, pasamos al vmtk y le aplicamos el marchincube. Para esto en el terminal se lista la siguiente instrucción:

```
vmtkmarchingcubes -ifile PriPacPreColl150i500Final.vti -ofile  
PriPacPreColl150i500Final.vtp
```

A continuación en el terminal se observa las siguientes líneas:

```
Creating vmtkMarchingCubes instance.  
Automatic piping vmtkmarchingcubes  
Parsing options vmtkmarchingcubes  
ImageInputFileName = PriPacPreColl150i500Final.vti  
SurfaceOutputFileName = PriPacPreColl150i500Final.vtp  
Explicit piping vmtkmarchingcubes  
Input vmtkmarchingcubes members:  
Id = 0
```

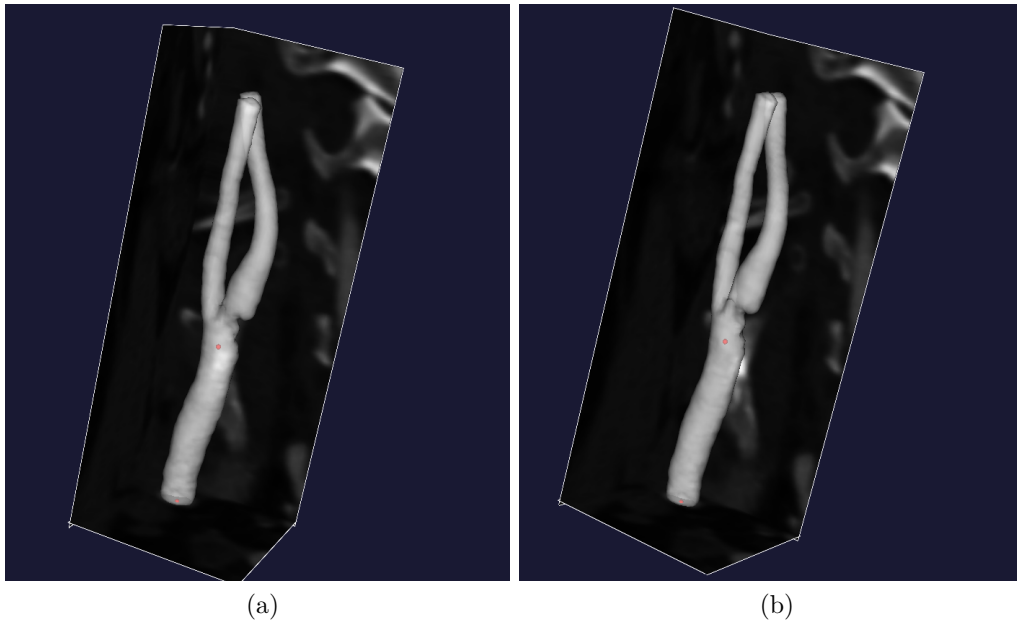


Figura A.8: Dos vistas del resultado final de realizar el colliding con umbrales 150-500.

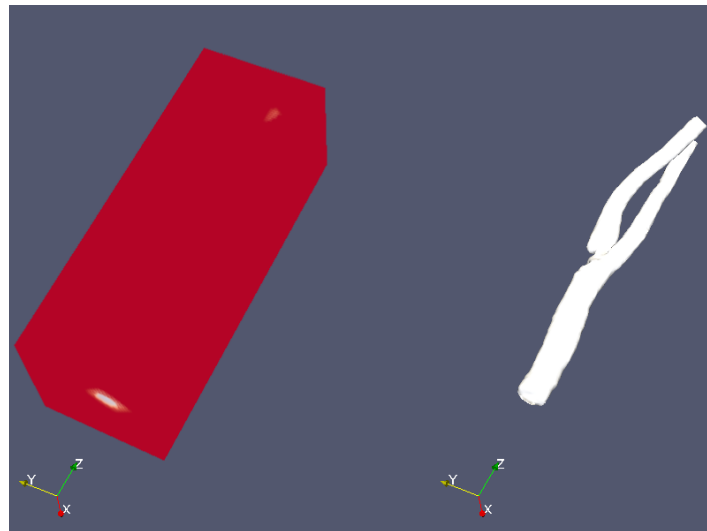


Figura A.9: Abriendo el vti con el ParaView, y aplicándole un contorno de valor cero.

```
Disabled = 0
Image = None
ImageInputFileName = PriPacPreColl150i500Final.vti
ArrayName =
Level = 0.0
Connectivity = 0
SurfaceOutputFileName = PriPacPreColl150i500Final.vtp
Reading VTK XML image file.
Spacing (0.5859375, 0.5859375, 0.39999389648)
Origin (137.70703125, 308.70703125, -311.5)
Dimensions (44, 45, 179)
Executing vmtkmarchingcubes ...
Done executing vmtkmarchingcubes.
Writing VTK XML surface file.
Output vmtkmarchingcubes members:
Id = 0
Surface = vtkPolyData
```

Y en la carpeta de trabajo se crea el fichero PriPacPreColl150i500Final.vtp, el cual se puede visualizar e inspeccionar directamente con el ParaView. El ParaView permite utilizar herramientas como son la regla para medir aproximadamente los diámetros obtenidos y compararlos con los diámetros obtenidos mediante ecografía Doppler, 8.1.2. Es bueno recordar que este vtp no se encuentra escalado a metros.

Para efectuar lo anterior se abre el fichero vtp obtenido con el ParaView, se elige el color sólido, y la representación superficie con ejes. La experiencia dice que esta representación es muy buena para poder hacer uso de la regla, herramienta del ParaView, figura A.10.

En este punto se comprueban los diámetros medidos con ecografía doppler para lo cual se hacen servir las herramientas del ParaView clips y slice.

Estos diámetros medidos con Doppler, son evidentemente aproximadas, no obstante son un primer punto de comparación. Recordemos, que otro dato mucho más preciso aportado por la ecografía es la medición de las velocidades, con lo cual la simulación deberá dar resultados próximos a estos valores. Esto facilita un proceso interactivo en el cual la propia simulación ayuda al mejoramiento de los datos iniciales.

La metodología que se utilizó es ubicar un slice en la zona de la bifurcación con un ángulo adecuado e instruir un nuevo slice a la distancia de 25 mm,

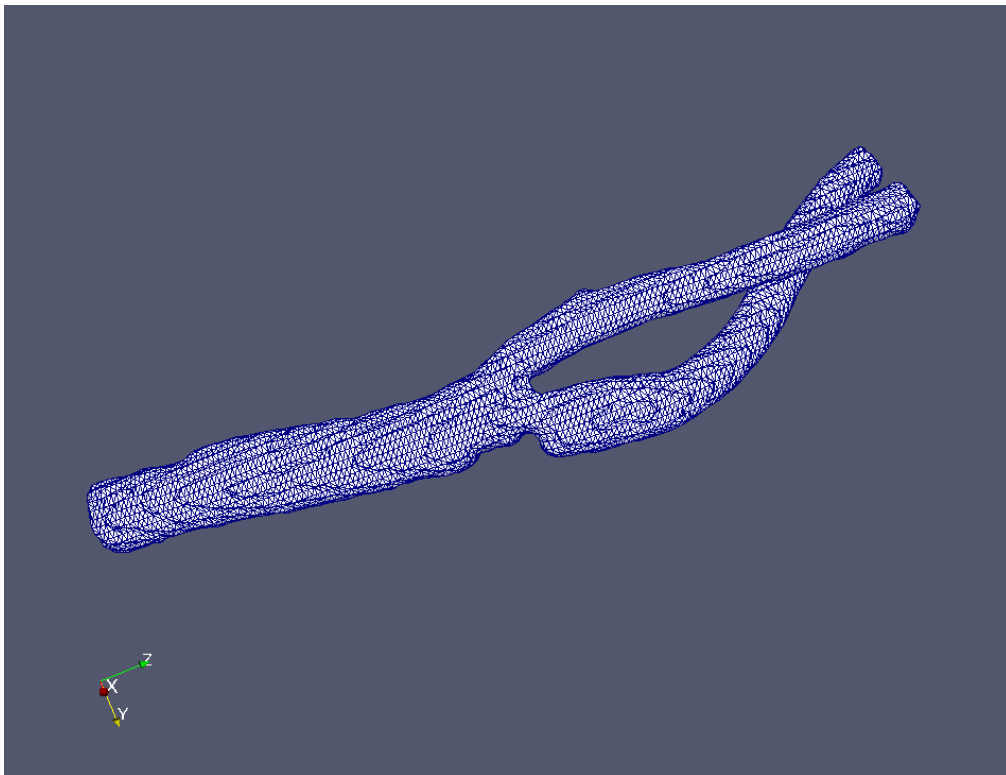


Figura A.10: Examen del vtp, con ParaView.



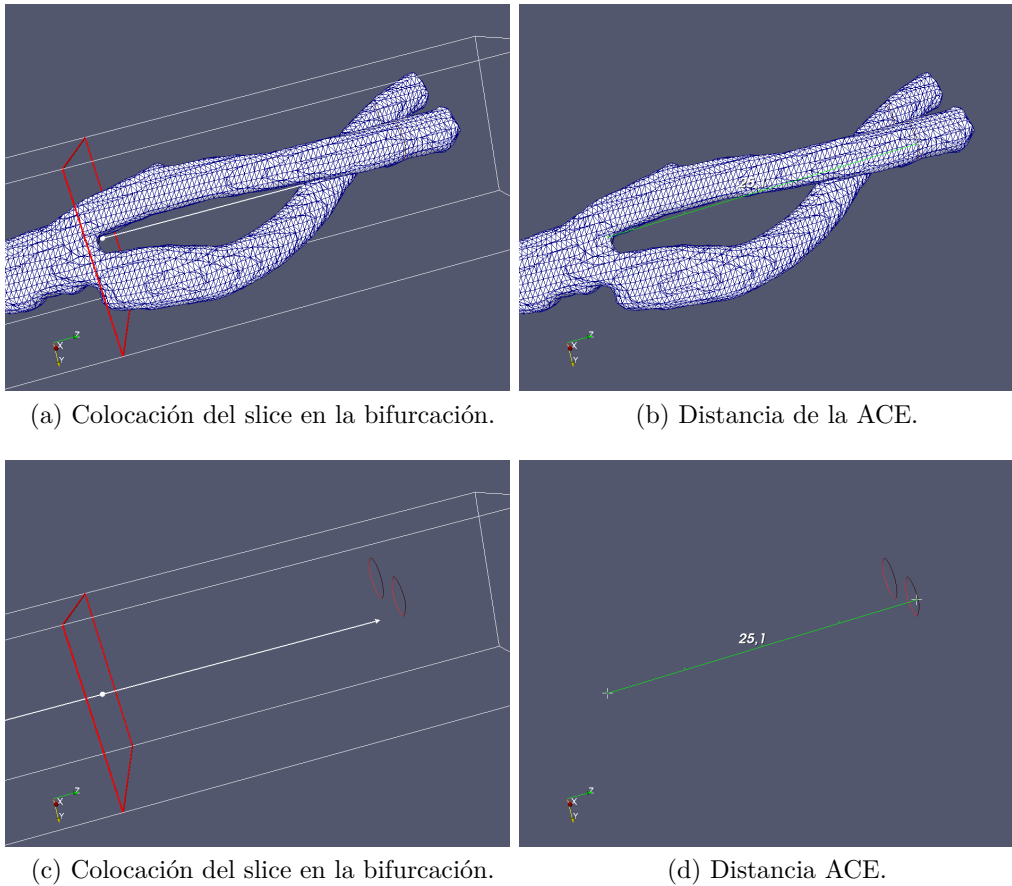


Figura A.11: Como se midieron distancias del vtp con el ParaView.

zona en la cual se realizará el corte si el diámetro es aproximadamente el adecuado, en la figura A.11 se muestra el proceso de medición de las distancias. Previamente es conveniente editar estos slices, y ponerles color rojo, para que sean fácilmente visibles.

**Realización del corte utilizando el ParaView** Aunque el vmtk permite realizar el corte de las carótidas en las zonas en que se ponen las condiciones de contorno, realizar el corte con el ParaView aportará una mayor precisión y control sobre el proceso. Antes de realizar este corte, se comprueba el diámetro, por ejemplo en la ACE a 25 mm, se compara con el que se

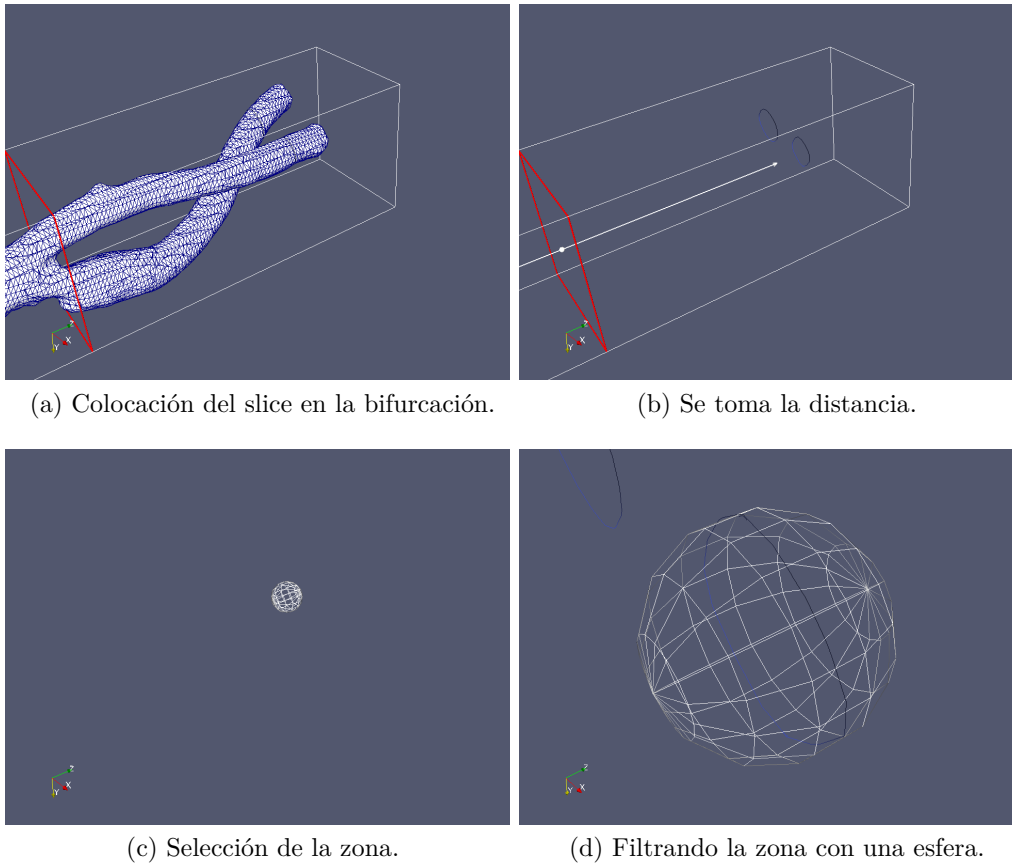


Figura A.12: Midiendo diámetros con la herramienta esfera del ParaView.

obtuvo de forma aproximada con ecografía doppler, recordemos que con Doppler se había obtenido un diámetro en esa zona de valor aproximado de 3.3 mm, ver 8.4. Para esta comprobación un procedimiento bastante cómodo es el siguiente, ver figura A.12: se realiza un slice en la zona de la bifurcación y se indica al ParaView, que realice otro a una distancia de 25 mm, posteriormente se utiliza la herramienta esfera, A.12d, su valor de radio se obtiene directamente del panel de propiedades del ParaView.

En este ejemplo se observa que el radio que se obtiene en el panel de propiedades del ParaView es de 1.60962 mm, que da un diámetro aproximado de 3.22 mm, que es un valor que se encuentra entre el diámetro obtenido con angio-TC (3 mm) y el Doppler (3.3 mm). Una vez establecida la zona de

corte se procede de la forma que muestra la figura A.13.

**Extensiones** Se salva el vtp resultante del corte y se procede a ponerle unas extensiones según se explicó en 4.3. Para esto se coloca en el fichero vtp en una carpeta y se le aplica la siguiente instrucción:

```
vmtk      vmtksurfacereader      -ifile      CarotCortada.vtp
-pipe     vmtkcenterlines      -seedselector      openprofiles      -pipe
vmtkflowextensions      -adaptivelength      1      -extensionratio      20
-normalestimationratio      1 -interactive      0 -pipe vmtksurfacewriter
-ofile CarotCortadaCil.vtp
```

Ante lo cual tendremos la siguiente salida en el terminal:

```
Executing          vmtksurfacereader          -ifile
CarotCortada_source3933T0001_0_0.vtp -pipe vmtkcenterlines
-seedselector      openprofiles      -pipe      vmtkflowextensions
-adaptivelength      1 -extensionratio      20 -normalestimationratio      1
-interactive      0 -pipe vmtksurfacewriter -ofile CarotCortadaCil.vtp
Creating vmtkSurfaceReader instance.
Automatic piping vmtksurfacereader
Parsing options vmtksurfacereader
InputFileName = CarotCortada_source3933T0001_0_0.vtp
Explicit piping vmtksurfacereader
Input vmtksurfacereader members:
Id = 0
Disabled = 0
Format =
GuessFormat = 1
Surface = 0
InputFileName = CarotCortada_source3933T0001_0_0.vtp
SurfaceOutputFileName =
Executing vmtksurfacereader ...
Reading VTK XML surface file.
Done executing vmtksurfacereader.
Output vmtksurfacereader members:
Id = 0
Surface = vtkPolyData
Creating vmtkCenterlines instance.
```

Automatic piping vmtkcenterlines  
Surface = vmtksurfacereader-0.Surface  
Parsing options vmtkcenterlines  
SeedSelectorName = openprofiles  
Explicit piping vmtkcenterlines  
Input vmtkcenterlines members:  
Id = 0  
Disabled = 0  
Surface = vtkPolyData  
SurfaceInputFileName =  
SeedSelectorName = openprofiles  
SourceIds = []  
TargetIds = []  
SourcePoints = []  
TargetPoints = []  
AppendEndPoints = 0  
CheckNonManifold = 0  
FlipNormals = 0  
CapDisplacement = 0.0  
RadiusArrayName = MaximumInscribedSphereRadius  
AppendEndPoints = 0  
Resampling = 0  
ResamplingStepLength = 1.0  
DelaunayTessellation = None  
SimplifyVoronoi = 0  
UseTetGen = 0  
TetGenDetectInter = 1  
CostFunction = 1/R  
vmtkRenderer = None  
CenterlinesOutputFileName =  
DelaunayTessellationOutputFileName =  
VoronoiDiagramOutputFileName =  
Executing vmtkcenterlines ...  
Cleaning surface.  
Triangulating surface.  
Capping surface.

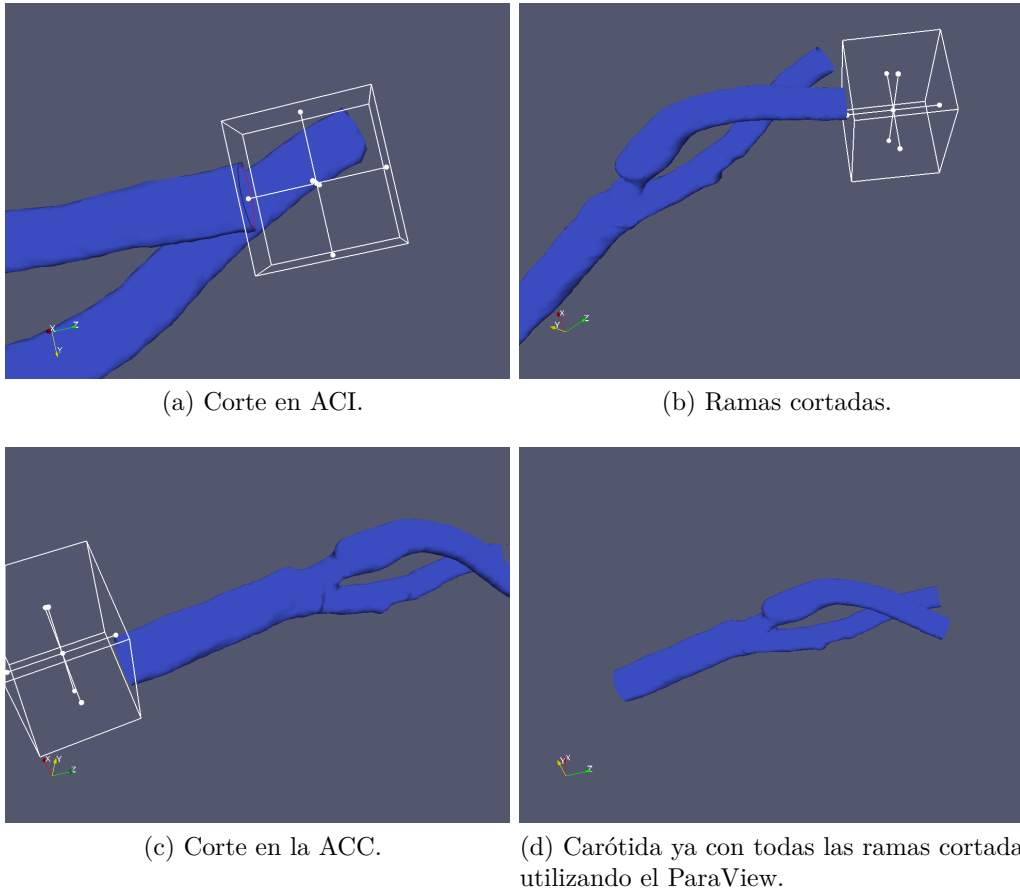


Figura A.13: Realización de cortes en las ramas de la arteria carótida.

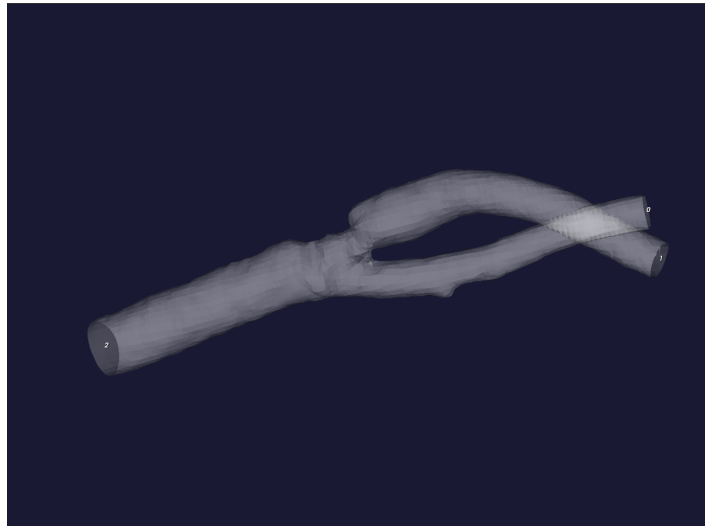


Figura A.14: Zonas donde se aplicarán las extensiones.

Y en pantalla, la figura A.14. En el terminal apretamos como de costumbre al tecla “e” y obtenemos la siguiente salida:

```
Please input list of inlet profile ids: 2
```

Ante lo cual seleccionamos los inputs que en este caso es el número 2. En terminal se lee la siguiente instrucción:

```
Please input list of outlet profile ids (leave empty for all available profiles): 0 1
```

En la cual hemos puesto el resto de las entradas, separadas por un espacio. En el terminal se observa las siguientes líneas:

```
Computing centerlines.  
Warning: In /build/builddd/vtk-5.8.0/Graphics/vtkDelaunay3D.cxx,  
line 487  
vtkDelaunay3D (0x342a0e0): 2 degenerate triangles encountered,  
mesh quality suspect  
Done executing vmtkcenterlines.  
Output vmtkcenterlines members:  
Id = 0
```

```
Centerlines = vtkPolyData
RadiusArrayName = MaximumInscribedSphereRadius
EikonalSolutionArrayName = EikonalSolutionArray
EdgeArrayName = EdgeArray
EdgePCoordArrayName = EdgePCoordArray
CostFunctionArrayName = CostFunctionArray
DelaunayTessellation = vtkUnstructuredGrid
VoronoiDiagram = vtkPolyData
PoleIds = vtkIdList
Creating vmtkFlowExtensions instance.
Automatic piping vmtkflowextensions
Surface = vmtksurfacereader-0.Surface
Centerlines = vmtkcenterlines-0.Centerlines
Parsing options vmtkflowextensions
AdaptiveExtensionLength = 1
ExtensionRatio = 20.0
Interactive = 0
CenterlineNormalEstimationDistanceRatio = 1.0
Explicit piping vmtkflowextensions
Input vmtkflowextensions members:
Id = 0
Disabled = 0
Surface = vtkPolyData
SurfaceInputFileName =
Centerlines = vtkPolyData
CenterlinesInputFileName =
ExtensionMode = centerlinedirection
InterpolationMode = thinplatespline
Sigma = 1.0
AdaptiveExtensionLength = 1
AdaptiveExtensionRadius = 1
AdaptiveNumberOfBoundaryPoints = 0
ExtensionLength = 1.0
ExtensionRatio = 20.0
ExtensionRadius = 1.0
TransitionRatio = 0.25
TargetNumberOfBoundaryPoints = 50
Interactive = 0
```

```
vmtkRenderer = None
CenterlineNormalEstimationDistanceRatio = 1.0
SurfaceOutputFileName =
Executing vmtkflowextensions ...
Done executing vmtkflowextensions.
Output vmtkflowextensions members:
Id = 0
Surface = vtkPolyData
Centerlines = vtkPolyData
Creating vmtkSurfaceWriter instance.
Automatic piping vmtksurfacewriter
Surface = vmtkflowextensions-0.Surface
Parsing options vmtksurfacewriter
OutputFileName = CarotCortadaCil.vtp
Explicit piping vmtksurfacewriter
Input vmtksurfacewriter members:
Id = 0
Disabled = 0
Surface = vtkPolyData
SurfaceInputFileName =
Format =
GuessFormat = 1
CellData = 0
OutputFileName = CarotCortadaCil.vtp
OutputFileName = CarotCortadaCil.vtp
Executing vmtksurfacewriter ...
Writing VTK XML surface file.
Done executing vmtksurfacewriter.
Output vmtksurfacewriter members:
Id = 0
```

Y en la carpeta ya hemos obtenido el vtp con las correspondientes extensiones, el cual se puede inspeccionamos con el ParaView.

```
vmtk      vmtksurfacereader      -ifile      CarotCortada.vtp
-pipe     vmtkcenterlines      -seedselector      openprofiles      -pipe
vmtkflowextensions      -adaptivelength      1      -extensionratio      0.5
-normalestimationratio      1      -interactive      0      -pipe vmtksurfacewriter
-ofile CarotCortadaCil3.vtp
```



**Tapando las zonas abiertas** Para tapar finalmente las zonas abiertas del modelo se aplica la instrucción

```
vmktsurfacecapper -ifile CarotCortadaCil3.vtp -ofile  
CarotCortadaCil3Cap.vtp -interactive 0
```

Ya con el modelo preparado, con las correspondientes fronteras se puede pasar a efectuar la simulación.

### **A.0.1. Problemas al realizar la simulación**

Al ir incrementándose los valores de velocidad en las fronteras, según el avance del período, la simulación dejaba de converger, aumentando de forma súbita el número de Courant. Se creyó en primer momento, que se trataba de no tener en cuenta una rama colateral.

Después de muchas pruebas cambiando, las velocidades en las fronteras y bajando los tiempos de escritura del OpenFOAM®, se detectó que el problema era motivado por irregularidades (en específico una) en la superficie de la arteria, por eso se decide volver realizar el modelo utilizando la herramienta smoothing del vmtk.

## Apéndice B

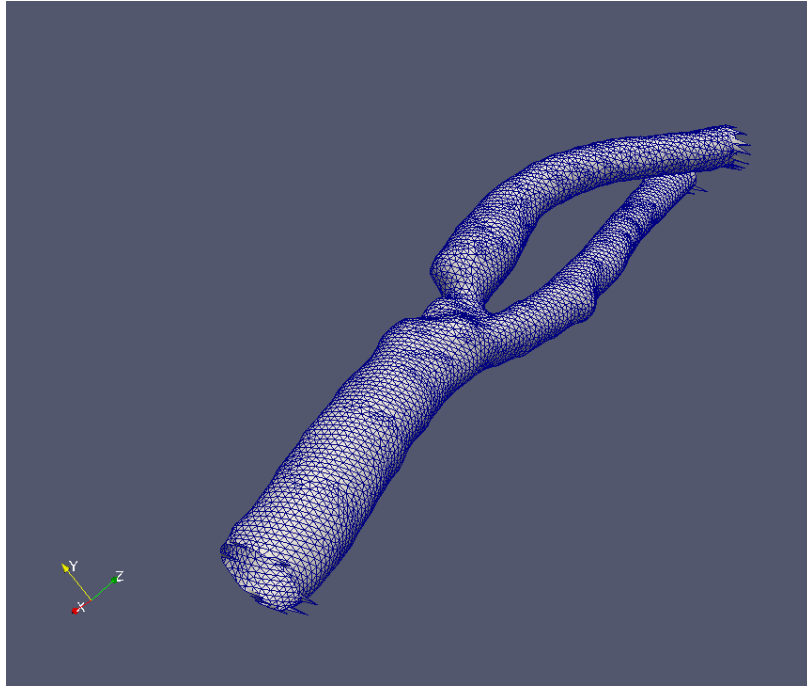
### Obtención de Carótida Mediante el Vmtk Colliding 150-500, con smoothing

COMO se observó en el experimento numérico anterior la simulación dio problemas, por irregularidades en la superficie.

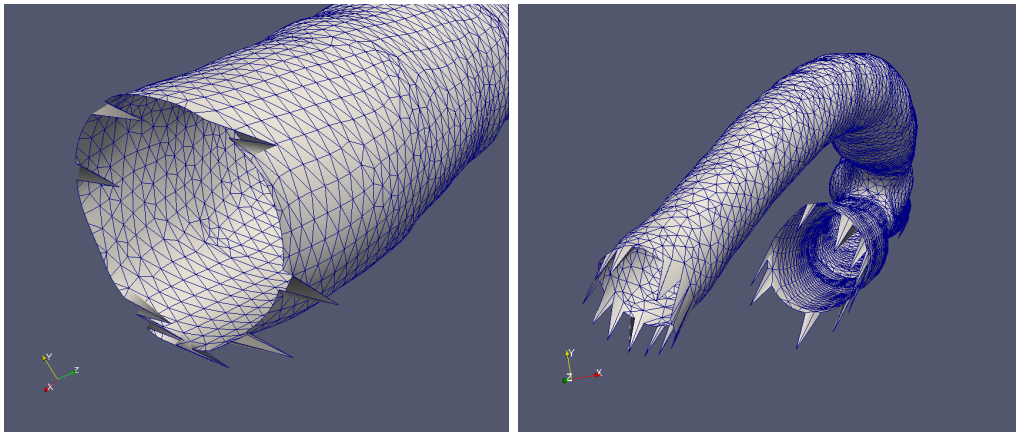
Es por esto que vuelve a realizar el modelo pero en esta ocasión suavizando la superficie. Lo primero que se intenta es utilizar el modelo obtenido anteriormente y de esta forma aprovechar los cortes ya realizados.

Para lograr lo anterior se lista en la terminal la instrucción:

```
vmtn vmtksurfacesmoothing -ifile Pac1PreColl150i500Cort.vtp
-passband 0.1 -iterations 30 -ofile
Pac1PreColl150i500CortSmoothing.vtp
Executing vmtksurfacesmoothing -ifile
Pac1PreColl150i500Cort.vtp -passband 0.1 -iterations 30
-ofile Pac1PreColl150i500CortSmoothing.vtp
Creating vmtkSurfaceSmoothing instance.
Automatic piping vmtksurfacesmoothing
Parsing options vmtksurfacesmoothing
SurfaceInputFileName = Pac1PreColl150i500Cort.vtp
NumberOfIterations = 30
PassBand = 0.1
SurfaceOutputFileName = Pac1PreColl150i500CortSmoothing.vtp
Explicit piping vmtksurfacesmoothing
```



(a)



(b)

(c)

Figura B.1: Problema del suavizado (smoothing) después de realizar los cortes al modelo.

```
Input vmrksurfacesmoothing members:
Id = 0
Disabled = 0
Surface = None
SurfaceInputFileName = Pac1PreColl150i500Cort.vtp
NumberOfIterations = 30
Method = taubin
PassBand = 0.1
RelaxationFactor = 0.01
BoundarySmoothing = 1
SurfaceOutputFileName = Pac1PreColl150i500CortSmoothing.vtp
Reading VTK XML surface file.
Executing vmrksurfacesmoothing ...
Done executing vmrksurfacesmoothing.
Writing VTK XML surface file.
Output vmrksurfacesmoothing members:
Id = 0
Surface = vtkPolyData
```

Inspeccionamos en el ParaView la superficie suavizada, figura B.1 y vemos que no quedan bien las salidas del modelo. Se llega a la conclusión de que es mejor realizar el suavizado, por el método convencional, o sea directamente después del marchingcube.

Este experimento es importante, pues decide que el suavizado de la superficie debe ser realizado antes de realizar los cortes, de lo contrario tendríamos que cortar las extensiones, en lugares que no eran los estimados inicialmente para evitar todos estos salientes creados por el vmrk.

## **Realizando el smoothing**

Volvemos a tomar el archivo que habíamos obtenido en el apéndice anterior y le realizamos el suavizado:

```
vmrk vmrksurfacesmoothing -ifile PriPacPreColl150i500Final.vtp
-passband 0.1 -iterations 30 -ofile PriPacPreColl150i500Smoothing.vtp
```

Ahora lo visualizamos en el ParaView, figura B.2. Ya es posible realizar los cortes, pues las terminaciones son más largas que los lugares en donde queremos cortar.

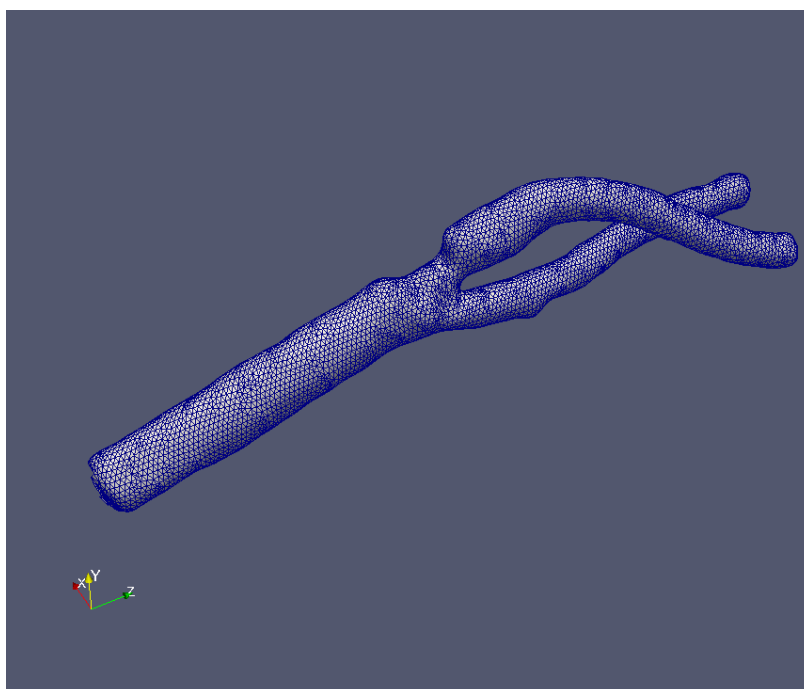


Figura B.2: Modelo suavizado mediante el smoothing.

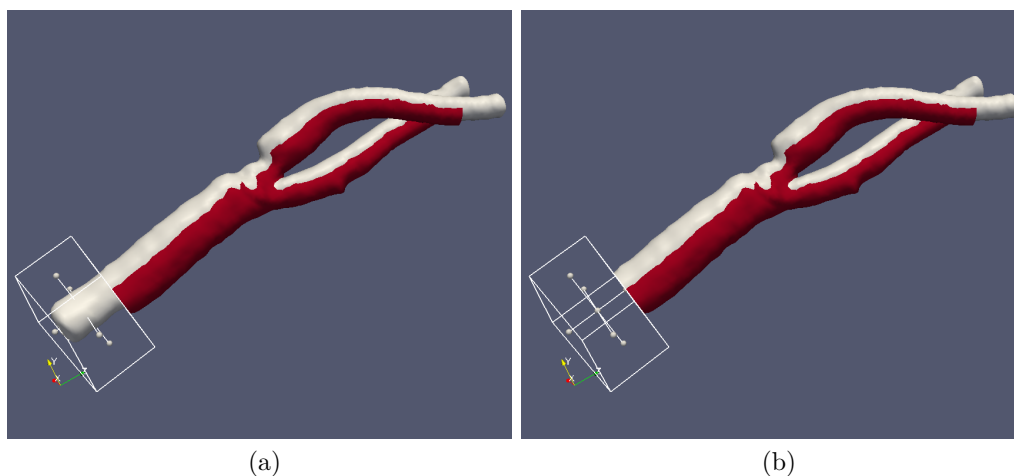


Figura B.3: Cortes definitivos del modelo, usando el ParaView. Se aprovecha la localización de las zonas de corte superponiendo el modelo anterior.

### B.0.2. Realizando el nuevo corte

Ahora el procedimiento de efectuar el corte lo realizamos de la misma forma que se explicó en el apéndice anterior A. Lo que en este caso se aprovecha el modelo ya cortado para que sirva de guía, ver figura B.3.

Una vez realizado este corte continuamos con los cilindros y con las tapas tal y como explicamos en el apéndice anterior.

# Bibliografía

- [1] Ataque cerebral: MedlinePlus en español. URL: <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/stroke.html>.
- [2] Endarterectomía carotídea - Instituto del Corazón de Texas (Texas Heart Institute). URL: [http://www.texasheartinstitute.org/HIC/Topics\\_Esp/Proced/carotidendar\\_span.cfm](http://www.texasheartinstitute.org/HIC/Topics_Esp/Proced/carotidendar_span.cfm).
- [3] enGits - Engineering & IT Services. URL: <http://engits.eu/>.
- [4] FreeCAD: An Open Source parametric 3d CAD modeler. URL: <http://freecadweb.org/>.
- [5] Instituto Nacional de Estadística. (Spanish Statistical Office). URL: <http://www.ine.es/>.
- [6] ITK-SNAP Home Page. <http://www.itksnap.org/pmwiki/pmwiki.php>. Web Page.
- [7] OMS | Las 10 causas principales de defunción en el mundo. URL: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs310/es/>.
- [8] Open Source: ParaView. <http://www.kitware.com/opensource/paraview.html>.
- [9] OpenFOAM® - The Open Source Computational Fluid Dynamics (CFD) Toolbox. <http://www.openfoam.com/>. <http://www.openfoam.org/>.
- [10] OpenFOAM® Documentation. <http://www.openfoam.org/docs/>.
- [11] ParaView. <http://www.paraview.org/>.

## BIBLIOGRAFÍA

---

- [12] ParaView - Open Source Scientific Visualization. <http://www.paraview.org/>. Web Page.
- [13] The ParaView Guide | ParaView. <http://www.paraview.org/paraview-guide/>.
- [14] The ParaView Tutorial - KitwarePublic. [http://www.paraview.org/Wiki/The\\_ParaView\\_Tutorial](http://www.paraview.org/Wiki/The_ParaView_Tutorial). Web Page.
- [15] ParaView/UsersGuide/Filtering Data - KitwarePublic. [http://paraview.org/Wiki/ParaView/UsersGuide/Filtering\\_Data](http://paraview.org/Wiki/ParaView/UsersGuide/Filtering_Data). Web Page.
- [16] vmtk - the Vascular Modeling Toolkit. <http://www.vmtk.org/>.
- [17] VTK - The Visualization Toolkit. <http://www.vtk.org/>. Web Page.
- [18] WHO | Cardiovascular diseases (CVDs). URL: [http://www.who.int/entity/cardiovascular\\_diseases/en/index.html](http://www.who.int/entity/cardiovascular_diseases/en/index.html).
- [19] Tomografía computada multicorte de coronarias. *Revista Médica Clínica Las Condes*, 19(01):89–96, January 2008.
- [20] Software libre de simulación numérica fluidodinámica aplicado al sector naval - OpenFOAM, June 2009.
- [21] Accidente cerebrovascular. Wikipedia, la enciclopedia libre, June 2016. URL: [https://es.wikipedia.org/wiki/Accidente\\_cerebrovascular](https://es.wikipedia.org/wiki/Accidente_cerebrovascular).
- [22] Angiografía por tomografía computarizada. Wikipedia, la enciclopedia libre, June 2016. URL: [https://es.wikipedia.org/wiki/Angiografía\\_por\\_tomografía\\_computarizada](https://es.wikipedia.org/wiki/Angiografía_por_tomografía_computarizada).
- [23] Angioplastia y colocación de stent en la arteria carótida: MedlinePlus enciclopedia médica, June 2016. URL: <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/002953.htm>.
- [24] Arteria carótida. Wikipedia, la enciclopedia libre, June 2016. URL: [http://www.ammanu.edu.jo/wiki1/es/articles/a/r/t/Arteria\\_carótida.html](http://www.ammanu.edu.jo/wiki1/es/articles/a/r/t/Arteria_carótida.html).



## BIBLIOGRAFÍA

---

- [25] Arteriosclerosis. Wikipedia, la enciclopedia libre, June 2016. URL: <https://es.wikipedia.org/wiki/Arteriosclerosis>.
- [26] Ateroesclerosis. Wikipedia, la enciclopedia libre, June 2016. URL: <https://es.wikipedia.org/wiki/Ateroesclerosis>.
- [27] Célula endotelial. Wikipedia, la enciclopedia libre, June 2016. URL: [https://es.wikipedia.org/wiki/Célula\\_endotelial](https://es.wikipedia.org/wiki/Célula_endotelial).
- [28] gnu.org. Web Page, June 2016. URL: <http://www.gnu.org/licenses/gpl.html>.
- [29] Licencias - Proyecto GNU - Free Software Foundation (FSF). Web Page, June 2016. URL: <http://www.gnu.org/licenses/gpl.html>.
- [30] Túnica íntima. Wikipedia, la enciclopedia libre, June 2016. URL: [https://es.wikipedia.org/wiki/Túnica\\_íntima](https://es.wikipedia.org/wiki/Túnica_íntima).
- [31] A.L. Abbott and G.A. Donnan. Does the ‘High Risk’ Patient with Asymptomatic Carotid Stenosis Really Exist? *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 35(5):524–533, May 2008.
- [32] Guillem Alborna Tuset. Mallado de modelos cardiovasculares por simulación numérica. June 2012.
- [33] L. Antiga, B. Ene-Iordache, L. Caverni, G.P. Cornalba, and A. Remuzzi. Geometric reconstruction for computational mesh generation of arterial bifurcations from CT angiography. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 26(4):227–235, 2002.
- [34] L. Antiga, B. Ene-Iordache, and A. Remuzzi. Computational geometry for patient-specific reconstruction and meshing of blood vessels from MR and CT angiography. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 22(5):674–684, 2003.
- [35] L. Antiga, B. Ene-Iordache, G. Remuzzi, and A. Remuzzi. Automatic generation of glomerular capillary topological organization. *Microvascular Research*, 62(3):346–354, 2001.
- [36] L. Antiga, J. Peiró, and D.A. Steinman. *From image data to computational domains*, volume 1. 2009.

## BIBLIOGRAFÍA

---

- [37] L. Antiga, M. Piccinelli, L. Botti, B. Ene-Iordache, A. Remuzzi, and D.A. Steinman. An image-based modeling framework for patient-specific computational hemodynamics. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 46(11):1097–1112, 2008.
- [38] L. Antiga and D. A. Steinman. Robust and objective decomposition and mapping of bifurcating vessels. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 23(6):704–713, 2004. Journal Article.
- [39] Luca Antiga. *Patient-Specific Modeling of Geometry and Blood Flow in Large Arteries [PhD thesis]*. PhD thesis, 2003. Dissertation/Thesis.
- [40] Jr Archie J.P. Geometric dimension changes with carotid endarterectomy reconstruction. *Journal of Vascular Surgery*, 25(3):488–498, 1997. Journal Article.
- [41] Jr Archie J.P. Restenosis after carotid endarterectomy in patients with paired vein and Dacron patch reconstruction. *Vascular surgery*, 35(6):419–427, 2001. Journal Article.
- [42] L. Badimon, J.J. Badimon, A. Galvez, J.H. Chesebro, and V. Fuster. Influence of arterial damage and wall shear rate on platelet deposition. Ex vivo study in a swine model. *Arteriosclerosis*, 6(3):312–320, 1986.
- [43] W. H. Baker, A. C. Hayes, D. Mahler, and F. N. Littooy. Durability of carotid endarterectomy. *Surgery*, 94(1):112–115, 1983. Journal Article.
- [44] A. J. Barker, F. Zhang, P. E. Gates, L. A. Mazzaro, J. Fulford, C. J. Lanning, and R. Shandas. Wall Shear Stress Measurement Error in the Common Carotid Artery: A Dual Modality Study. In *Proc. International Society for Magnetic Resonance in Medicine, 17th Annual Meeting*, page 3783, Honolulu, 2009.
- [45] H. J. M. Barnett and J. P. Broderick. Carotid endarterectomy: Another wake-up call. *Neurology*, 55(6):746–747, 2000. Journal Article.
- [46] H. J. M. Barnett, R. W. Gunton, M. Eliasziw, L. Fleming, B. Sharpe, P. Gates, and H. Meldrum. Causes and severity of ischemic stroke in patients with internal carotid artery stenosis. *Journal of the American Medical Association*, 283(11):1429–1436, 2000. Journal Article.

## BIBLIOGRAFÍA

---

- [47] H. J. M. Barnett and H. E. Meldrum. The outlook for patients with carotid stenosis. *Cerebrovascular Diseases*, 10(SUPPL. 4):30–35, 2000. Journal Article.
- [48] H. J. M. Barnett, D. W. Taylor, M. Eliasziw, A. J. Fox, G. G. Ferguson, R. B. Haynes, R. N. Rankin, G. P. Clagett, V. C. Hachinski, D. L. Sackett, K. E. Thorpe, H. E. Meldrum, and J. D. Spence. Benefit of carotid endarterectomy in patients with symptomatic moderate or severe stenosis. *New England Journal of Medicine*, 339(20):1415–1425, 1998. Journal Article.
- [49] F. F. Bartlett, J. H. Rapp, and J. Goldstone. Recurrent carotid stenosis: Operative strategy and late results. *Journal of Vascular Surgery*, 5(3):452–456, 1987. Journal Article.
- [50] H. S. Bassiouny, S. White, S. Glagov, E. Choi, D. P. Giddens, and C. K. Zarins. Anastomotic intimal hyperplasia: mechanical injury or flow induced. *Journal of vascular surgery : official publication, the Society for Vascular Surgery [and] International Society for Cardiovascular Surgery, North American Chapter*, 15(4):708–16; discussion 716–7, 1992. Journal Article.
- [51] Vicente Bertomeu and Jesús Castillo-Castillo. Situación de la enfermedad cardiovascular en España. Del riesgo a la enfermedad. *Bloqueo del sistema renina-angiotensina en la enfermedad cardiovascular en el 2008. Del estudio ontarget a la práctica clínica*, 8(5):2E–9E, 2008.
- [52] S. A. Black, D. Nestel, T. Tierney, I. Amygdalos, R. Kneebone, and J. H. N. Wolfe. Gaining Consent for Carotid Surgery: A Simulation-Based Study of Vascular Surgeons. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 37(2):134–139, 2009. Journal Article.
- [53] F. W. Blaisdell, R. Lim Jr., and A. D. Hall. Technical result of carotid endarterectomy. Arteriographic assessment. *The American Journal of Surgery*, 114(2):239–246, 1967. Journal Article.
- [54] T. Blaser, K. Hofmann, T. Buerger, O. Effenberger, C. W. Wallesch, and M. Goertler. Risk of stroke, transient ischemic attack, and vessel

## BIBLIOGRAFÍA

---

- occlusion before endarterectomy in patients with symptomatic severe carotid stenosis. *Stroke*, 33(4):1057–1062, 2002. Journal Article.
- [55] K. C. Bodily, R. E. Zierler, and M. R. Marinelli. Flow disturbances following carotid endarterectomy. *Surgery Gynecology and Obstetrics*, 151(1):77–80, 1980. Journal Article.
- [56] Jay P Boris and David L Book. Flux-corrected transport. I. SHASTA, a fluid transport algorithm that works. *Journal of Computational Physics*, 11(1):38–69, January 1973.
- [57] R. Botnar, G. Rappitsch, M. Beat Scheidegger, D. Liepsch, K. Perktold, and P. Boesiger. Hemodynamics in the carotid artery bifurcation: A comparison between numerical simulations and in vitro MRI measurements. *Journal of Biomechanics*, 33(2):137–144, 2000. Journal Article.
- [58] N. W. Bressloff. Parametric geometry exploration of the human carotid artery bifurcation. *Journal of Biomechanics*, 40(11):2483–2491, 2007. Journal Article.
- [59] N. W. Bressloff, J. Banks, and K. V. Bhaskar. Parametric geometry definition and analysis of the human carotid artery bifurcation. volume Anaheim, CA, pages 3–4, 2004. Conference Proceedings.
- [60] N. W. Bressloff and C. P. Shearman. Systematic exploration into the hemodynamic effect of an out-of-plane internal carotid artery. volume 2005, pages 105–106, 2005. Conference Proceedings.
- [61] Daniel Cafci. *Ultrasonografía Doppler en Obstetricia*. Zagier & Urruty Pubns, Buenos Aires, 1a ed edition edition, August 2013.
- [62] Francisco José Calvo Plaza. *Simulación del flujo sanguíneo y su interacción con la pared arterial mediante modelos de elementos finitos [PhD thesis]*. PhD thesis, 2006. Dissertation/Thesis.
- [63] J.L.A. Carvalho, J.-F. Nielsen, and K.S. Nayak. Feasibility of in vivo measurement of carotid wall shear rate using spiral Fourier velocity encoded MRI. *Magnetic Resonance in Medicine*, 63(6):1537–1547, 2010.

## BIBLIOGRAFÍA

---

- [64] N.M. Castro, Ó.M. Álvarez, M.G. Huerta, and É.H. Andrade. Physical principles, methods, consistency and safety of Doppler ultrasound in fetoplacental evaluation. *Principios físicos, metodología, consistencia y seguridad del ultrasonido Doppler en la evaluación fetoplacentaria*, 75(10):621–629, 2007.
- [65] Lakshmi P. Dasi, Philippe Sucaskey, Diane De Zelicourt, Kartik Sundareswaran, Jorge Jimenez, and Ajit P. Yoganathan. Advances in Cardiovascular Fluid Mechanics: Bench to Bedside. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1161(1):1–25, April 2009.
- [66] P. F. Davies. Flow-mediated endothelial mechanotransduction. *Physiological Reviews*, 75(3):519–560, 1995. Journal Article.
- [67] P. F. Davies, T. Mundel, and K. A. Barbee. A mechanism for heterogeneous endothelial responses to flow in vivo and in vitro. *Journal of Biomechanics*, 28(12):1553–1560, 1995. Journal Article.
- [68] Juan C. del Álamo, Alison L. Marsden, and Juan C. Lasherasa. Recent Advances in the Application of Computational Mechanics to the Diagnosis and Treatment of Cardiovascular Disease. *Revista Española de Cardiología (English Edition)*, 62(7):781–805, June 2009.
- [69] G. Deriu and T. De Francesco. Rationale for using a patch graft in carotid endarterectomy. *Annali Italiani di Chirurgia*, 68(4):473–477, 1997. Journal Article.
- [70] G. P. Deriu, E. Ballotta, E. Facco, L. Franceschi, S. Alvino, A. Saia, A. Calabro, F. Grego, and L. Bonavina. Stroke risk reduction in asymptomatic and symptomatic patients treated surgically: The effectiveness of carotid endarterectomy with patch graft angioplasty. *European journal of vascular surgery*, 2(2):87–91, 1988. Journal Article.
- [71] N. Díaz-Rodríguez, R.P. Garrido-Chamorro, and J. Castellano-Alarcón. Ecografía: principios físicos, ecógrafos y lenguaje ecográfico. *SEMERGEN - Medicina de Familia*, 33(7):362–369, August 2007.
- [72] Z. Ding, K. Wang, and X. Cong. Study on the flow separation in human carotid bifurcation. *Journal of Medical Biomechanics*, 17(1):28–32, 2002. Journal Article.

## BIBLIOGRAFÍA

---

- [73] J. P. Van Doormaal and G. D. Raithby. Enhancements of the Simple Method for Predicting Incompressible Fluid Flows. *Numerical Heat Transfer*, 7(2):147–163, April 1984.
- [74] G. G. Ferguson, M. Eliasziw, H. W. K. Barr, G. P. Clagett, R. W. Barnes, M. C. Wallace, D. W. Taylor, R. B. Haynes, J. W. Finan, V. C. Hachinski, and H. J. M. Barnett. The North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial: Surgical results in 1415 patients. *Stroke*, 30(9):1751–1758, 1999. Journal Article.
- [75] Jesús Manuel Fernández Oro. *Técnicas numéricas en ingeniería de fluidos : introducción a la dinámica de fluidos computacional (CFD) por el método de volúmenes finitos*. Reverté, Barcelona etc., 2012. Book, Whole.
- [76] Joel H Ferziger and M Perić. *Computational methods for fluid dynamics*. Springer, Berlin; New York, 2002.
- [77] R. Fietsam, T. Ranval, S. Cohn, O. W. Brown, P. Bendick, and J. L. Glover. Hemodynamic effects of primary closure versus patch angioplasty of the carotid artery. *Annals of Vascular Surgery*, 6(5):443–449, 1992. Journal Article.
- [78] M. F. Fillinger, D. B. Kerns, D. Bruch, E. R. Reinitz, and R. A. Schwartz. Does the end-to-end venous anastomosis offer a functional advantage over the end-to-side venous anastomosis in high-output arteriovenous grafts? *Journal of vascular surgery : official publication, the Society for Vascular Surgery [and] International Society for Cardiovascular Surgery, North American Chapter*, 12(6):676–88; discussion 688–90, 1990. Journal Article.
- [79] M. F. Fillinger, E. R. Reinitz, R. A. Schwartz, D. E. Resetarits, A. M. Paskanik, D. Bruch, and C. E. Bredenberg. Graft geometry and venous intimal-medial hyperplasia in arteriovenous loop grafts. *Journal of vascular surgery : official publication, the Society for Vascular Surgery [and] International Society for Cardiovascular Surgery, North American Chapter*, 11(4):556–566, 1990. Journal Article.
- [80] Donald L. Fry. Acute vascular endothelial changes associated with increased blood velocity gradients. *Circulation research*, 22(2):165–197, 1968.

## BIBLIOGRAFÍA

---

- [81] Donald L. Fry. Certain histological and chemical responses of the vascular interface to acutely induced mechanical stress in the aorta of the dog. *Circulation Research*, 24(1):93–108, 1969.
- [82] L. Gao, J. Xu, and G. Gao. Numerical simulation of turbulent flow past airfoils on OpenFOAM. volume 31, pages 756–761, 2012. Conference Proceedings.
- [83] V. C. Gessaghi, M. A. Raschi, A. E. Larreteguy, and C. A. Perazzo. Influence of arterial geometry on a model for growth rate of atheromas. *Journal of Physics: Conference Series*, 90(1), 2007. Journal Article.
- [84] Valeria C. Gessaghi, Marcelo A. Raschi, Debora Y. Tanoni, Carlos A. Perazzo, and Axel E. Larreteguy. Growth model for cholesterol accumulation in the wall of a simplified 3d geometry of the carotid bifurcation. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 200(23–24):2117–2125, 2011. Journal Article.
- [85] S. Giordana, S. J. Sherwin, J. Peiro, D. J. Doorly, J. S. Crane, K. E. Lee, N. J. Cheshire, and C. G. Caro. Local and global geometric influence on steady flow in distal anastomoses of peripheral bypass grafts. *Journal of Biomechanical Engineering*, 127(7):1087–1098, 2005. Journal Article.
- [86] S. Giordana, S. J. Sherwin, J. Peiró, D. J. Doorly, Y. Papaharilaou, C. G. Caro, N. Watkins, N. Cheshire, M. Jackson, C. Bicknall, and V. Zervas. Automated classification of peripheral distal by-pass geometries reconstructed from medical data. *Journal of Biomechanics*, 38(1):47–62, 2005. Journal Article.
- [87] J. L. Glover, P. J. Bendick, and R. S. Dilley. Restenosis following carotid endarterectomy. Evaluation by duplex ultrasonography. *Archives of Surgery*, 120(6):678–684, 1985. Journal Article.
- [88] Gene H. Golub and Charles F. Van Loan. *Matrix Computations*. JHU Press, December 2012.
- [89] Hernán A. González Rojas. *Aportación al estudio del flujo arterial coronario mediante técnicas de simulación numérica [PhD thesis]*. PhD thesis, 1998. Dissertation/Thesis.

## BIBLIOGRAFÍA

---

- [90] T. Grus, J. Lindner, T. Vidim, J. Tosovsky, J. Matecha, V. Rohn, L. Lambert, and G. Grusova. The anastomosis angle is a key to improved long-term patency of proximal femoropopliteal bypass. *Annals of Vascular Surgery*, 23(5):598–605, 2009. Journal Article.
- [91] S. R. Gudi, C. B. Clark, and J. A. Frangos. Fluid flow rapidly activates G proteins in human endothelial cells. Involvement of G proteins in mechanochemical signal transduction. *Circulation research*, 79(4):834–839, 1996. Journal Article.
- [92] A. A. Hand, T. H. Cogbill, and C. A. Davis. Routine Patch Angioplasty versus Primary Closure During Carotid Endarterectomy. *Journal of Surgical Education*, 64(3):134–137, 2007. Journal Article.
- [93] A. Harloff, S. Berg, A.J. Barker, J. Schöllhorn, M. Schumacher, C. Weiller, and M. Markl. Wall shear stress distribution at the carotid bifurcation: Influence of eversion carotid endarterectomy. *European Radiology*, 23(12):3361–3369, 2013.
- [94] Francis H. Harlow and J. Eddie Welch. Numerical Calculation of Time-Dependent Viscous Incompressible Flow of Fluid with Free Surface. *Physics of Fluids (1958-1988)*, 8(12):2182–2189, December 1965.
- [95] Ami Harten. High resolution schemes for hyperbolic conservation laws. *Journal of Computational Physics*, 49(3):357–393, March 1983. 03756.
- [96] Ami Harten. On a Class of High Resolution Total-Variation-Stable Finite-Difference Schemes. *SIAM Journal on Numerical Analysis*, 21(1):1–23, February 1984.
- [97] F. S. Henry, C. Kupper, and N. P. Lewington. Simulation of flow through a Miller cuff bypass graft. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 5(3):207–217, 2002. Journal Article.
- [98] N. Herzog, M. Schreiber, C. Egbers, and H. J. Krautz. A comparative study of different CFD-codes for numerical simulation of gas-solid fluidized bed hydrodynamics. *Computers and Chemical Engineering*, 39:41–46, 2012. Journal Article.



## BIBLIOGRAFÍA

---

- [99] M. Hirschl, R. A. Bernt, and M. M. Hirschl. Carotid endarterectomy (CE) of the internal carotid artery (ICA) with and without patch angioplasty: Comparison of hemodynamical and morphological parameters. *International Angiology*, 8(1):10–15, 1989. Journal Article.
- [100] D. W. Holdsworth, C. J. D. Norley, R. Frayne, D. A. Steinman, and B. K. Rutt. Characterization of common carotid artery blood-flow waveforms in normal human subjects. *Physiological Measurement*, 20(3):219–240, 1999. Journal Article.
- [101] P.A. Holme, U. Ørvim, M.J.A.G. Hamers, N.O. Solum, F.R. Brosstad, R.M. Barstad, and K.S. Sakariassen. Shear-induced platelet activation and platelet microparticle formation at blood flow conditions as in arteries with a severe stenosis. *Arteriosclerosis, Thrombosis, and Vascular Biology*, 17(4):646–653, 1997.
- [102] L. Holmes, J. Favero, and T. Osswald. Numerical simulation of three-dimensional viscoelastic planar contraction flow using the software OpenFOAM. *Computers and Chemical Engineering*, 37:64–73, 2012. Journal Article.
- [103] S. Hyun, C. Kleinstreuer, and J. P. Archie Jr. Computer simulation and geometric design of endarterectomized carotid artery bifurcations. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 28(1-2):53–59, 2000. Journal Article.
- [104] S. Hyun, C. Kleinstreuer, and J. P. Archie Jr. Computational particle-hemodynamics analysis and geometric reconstruction after carotid endarterectomy. *Computers in Biology and Medicine*, 31(5):365–384, 2001. Journal Article.
- [105] S. Hyun, C. Kleinstreuer, P. W. Longest, and C. Chen. Particle-Hemodynamics Simulations and Design Options for Surgical Reconstruction of Diseased Carotid Artery Bifurcations. *Journal of Biomechanical Engineering*, 126(2):188–195, 2004. Journal Article.
- [106] Domenico Inzitari, Michael Eliasziw, Peter Gates, Brenda L. Sharpe, Richard K.T. Chan, Heather E. Meldrum, and Henry J.M. Barnett. The Causes and Risk of Stroke in Patients with Asymptomatic

## BIBLIOGRAFÍA

---

- Internal-Carotid-Artery Stenosis. *New England Journal of Medicine*, 342(23):1693–1701, June 2000.
- [107] R.I Issa. Solution of the implicitly discretised fluid flow equations by operator-splitting. *Journal of Computational Physics*, 62(1):40–65, January 1986.
- [108] D. L. Book J. P. Boris. Solution of continuity equations by the method of flux-corrected transport. *Controlled Fusion*, -1:85–129, 1976.
- [109] E. R. Jacobs, C. Cheliakine, D. Gebremedhin, E. K. Birks, P. F. Davies, and D. R. Harder. Shear activated channels in cell-attached patches of cultured bovine aortic endothelial cells. *Pflugers Archiv : European journal of physiology*, 431(1):129–131, 1995. Journal Article.
- [110] Afshin S. Jahromi, Claudio S. Cinà, Yan Liu, and Catherine M. Clase. Sensitivity and specificity of color duplex ultrasound measurement in the estimation of internal carotid artery stenosis: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Vascular Surgery*, 41(6):962–972, June 2005.
- [111] D. S. Jang, R. Jetli, and S. Acharya. Comparison of the Piso, Simpler, and Simplec Algorithms for the Treatment of the Pressure-Velocity Coupling in Steady Flow Problems. *Numerical Heat Transfer*, 10(3):209–228, September 1986.
- [112] Hrvoje Jasak. *Error analysis and estimation for the finite volume method with applications to fluid flows*. Ph.D., Imperial College London (University of London), 1996.
- [113] O. Joakimsen, K.H. Bønaa, E.B. Mathiesen, E. Stensland-Bugge, and E. Arnesen. Prediction of mortality by ultrasound screening of a general population for carotid stenosis: The Tromso Study. *Stroke*, 31(8):1871–1876, 2000.
- [114] B. M. Johnston, P. R. Johnston, S. Corney, and D. Kilpatrick. Non-Newtonian blood flow in human right coronary arteries: Transient simulations. *Journal of Biomechanics*, 39(6):1116–1128, 2006. Journal Article.

## BIBLIOGRAFÍA

---

- [115] Franjo Juretic. *Error analysis in finite volume CFD*. Ph.D., Imperial College London (University of London), 2005.
- [116] M. R. Kaazempur-Mofrad, A. G. Isasi, H. F. Younis, R. C. Chan, D. P. Hinton, G. Sukhova, G. M. LaMuraglia, R. T. Lee, and R. D. Kamm. Characterization of the atherosclerotic carotid bifurcation using MRI, finite element modeling, and histology. *Annals of Biomedical Engineering*, 32(7):932–946, 2004. Journal Article.
- [117] A. V. Kamenskiy, I. I. Pipinos, A. S. Desyatova, Y. E. Salkovskiy, L. Yu Kossovich, I. V. Kirillova, L. A. Bockeria, K. M. Morozov, V. O. Polyaev, T. G. Lynch, and Y. A. Dzenis. Finite element model of the patched human carotid. *Vascular and Endovascular Surgery*, 43(6):533–541, 2009. Journal Article.
- [118] A. Kamiya and T. Togawa. Adaptive regulation of wall shear stress to flow change in the canine carotid artery. *The American Journal of Physiology*, 239(1):H14–21, 1980. Journal Article.
- [119] V. Kanyanta, A. Ivankovic, and A. Karac. Fluid-structure interaction approach in hemodynamic wall shear stress analysis. volume Honolulu, HI, pages 93–97, 2007. Conference Proceedings.
- [120] R. S. Keynton, M. M. Evancho, R. L. Sims, N. V. Rodway, A. Gobin, and S. E. Rittgers. Intimal hyperplasia and wall shear in arterial bypass graft distal anastomoses: an in vivo model study. *Journal of Biomechanical Engineering*, 123(5):464–473, 2001. Journal Article.
- [121] N. Kipshidze, G. Dangas, M. Tsapenko, J. Moses, M. B. Leon, M. Kutryk, and P. Serruys. Role of the endothelium in modulating neointimal formation: vasculoprotective approaches to attenuate restenosis after percutaneous coronary interventions. *Journal of the American College of Cardiology*, 44(4):733–739, 2004. Journal Article.
- [122] J. Knight, U. Olgac, S. C. Saur, D. Poulidakos, Jr Marshall, W., P. C. Cattin, H. Alkadhi, and V. Kurtcuoglu. Choosing the optimal wall shear parameter for the prediction of plaque location-A patient-specific computational study in human right coronary arteries. *Atherosclerosis*, 211(2), 2010. Journal Article.

## BIBLIOGRAFÍA

---

- [123] T. R. Kohler, T. R. Kirkman, L. W. Kraiss, B. K. Zierler, and A. W. Clowes. Increased blood flow inhibits neointimal hyperplasia in endothelialized vascular grafts. *Circulation research*, 69(6):1557–1565, 1991. Journal Article.
- [124] David N. Ku. Blood flow in arteries. *Annual Review of Fluid Mechanics*, 29(1):399–434, 1997.
- [125] David N. Ku, Don P. Giddens, Christopher K. Zarins, and Seymour Glagov. Pulsatile flow and atherosclerosis in the human carotid bifurcation. Positive correlation between plaque location and low oscillating shear stress. *Arteriosclerosis, thrombosis, and vascular biology*, 5(3):293–302, 1985.
- [126] J. P. Ku, M. T. Draney, F. R. Arko, W. A. Lee, F. P. Chan, N. J. Pelc, C. K. Zarins, and C. A. Taylor. In vivo validation of numerical prediction of blood flow in arterial bypass grafts. *Annals of Biomedical Engineering*, 30(6):743–752, 2002. Journal Article.
- [127] J. A. Lamack, H. A. Himburg, X. M Li, and M. H. Friedman. Interaction of wall shear stress magnitude and gradient in the prediction of arterial macromolecular permeability. *Annals of Biomedical Engineering*, 33(4):457–464, 2005. Journal Article.
- [128] S. W Lee, S. Lee, P. F. Fischer, and F. Loth. Direct simulations of transitional flow in a patient-specific carotid bifurcation with stenosis. volume Novosibirsk-Tomsk, pages 475–479, 2008.
- [129] S.-W. Lee and D.A. Steinman. On the relative importance of rheology for image-based CFD models of the carotid bifurcation. *Journal of Biomechanical Engineering*, 129(2):273–278, 2007.
- [130] Bram van Leer. Towards the ultimate conservative difference scheme I. The quest of monotonicity. In Henri Cabannes and Roger Temam, editors, *Proceedings of the Third International Conference on Numerical Methods in Fluid Mechanics*, number 18 in Lecture Notes in Physics, pages 163–168. Springer Berlin Heidelberg, 1973.
- [131] Brian P. Leonard. A stable and accurate convective modelling procedure based on quadratic upstream interpolation. *Computer methods in applied mechanics and engineering*, 19(1):59–98, 1979.

## BIBLIOGRAFÍA

---

- [132] A. Leuprecht, K. Perktold, M. Prosi, T. Berk, W. Trubel, and H. Schima. Numerical study of hemodynamics and wall mechanics in distal end-to-side anastomoses of bypass grafts. *Journal of Biomechanics*, 35(2):225–236, 2002. Journal Article.
- [133] X. M. Li and S. E. Rittgers. Hemodynamic factors at the distal end-to-side anastomosis of a bypass graft with different POS:DOS flow ratios. *Journal of Biomechanical Engineering*, 123(3):270–276, 2001. Journal Article.
- [134] F. W. LoGerfo, W. C. Quist, M. D. Nowak, H. M. Crawshaw, and C. C. Haudenschild. Downstream anastomotic hyperplasia. A mechanism of failure in Dacron arterial grafts. *Annals of Surgery*, 197(4):479–483, 1983. Journal Article.
- [135] Marta Lorente Muñoz, Daniel Crespo, Gerber Van der Graaf, and Escola d’Enginyeria de Telecomunicació i Aeroespacial de Castelldefels. *Obtaining geometries from CT scans of arteries to simulate the fluid flow of blood*. 2011.
- [136] F. Loth, P. F. Fischer, and H. S. Bassiouny. Blood flow in end-to-side anastomoses. *Annual Review of Fluid Mechanics*, 40:367–393, 2008. Monograph.
- [137] F. Loth, S. A. Jones, C. K. Zarins, D. P. Giddens, R. F. Nassar, S. Glagov, and H. S. Bassiouny. Relative contribution of wall shear stress and injury in experimental intimal thickening at PTFE end-to-side arterial anastomoses. *Journal of Biomechanical Engineering*, 124(1):44–51, 2002. Journal Article.
- [138] Z. Malecha, Ł. Mirosław, T. Tomczak, Z. Koza, M. Matyka, W. Tarnawski, and D. Szczerba. GPU-based simulation of 3d blood flow in abdominal aorta using OpenFOAM. *Archives of Mechanics*, 63(2):137–161, 2011. Journal Article.
- [139] A M Malek, S L Alper, and S Izumo. Hemodynamic shear stress and its role in atherosclerosis. *JAMA: the journal of the American Medical Association*, 282(21):2035–2042, December 1999. Cited by 1535.
- [140] M. Markl, F. Wegent, T. Zech, S. Bauer, C. Strecker, M. Schumacher, C. Weiller, J. Hennig, and A. Harloff. In vivo wall shear stress

## BIBLIOGRAFÍA

---

- distribution in the carotid artery effect of bifurcation eometry, internal carotid artery stenosis, and recanalization therapy. *Circulation: Cardiovascular Imaging*, 3(6):647–655, 2010. Journal Article.
- [141] S. Márquez Damián, J. M. Giménez, and N. M. Nigro. GdbOF: A debugging tool for OpenFOAM®. *Advances in Engineering Software*, 47(1):17–23, 2012. Journal Article.
- [142] Dev Maulik. Doppler Sonography: A Brief History. In Dev Maulik MD, editor, *Doppler Ultrasound in Obstetrics and Gynecology*, pages 1–7. Springer Berlin Heidelberg, 2005. DOI: 10.1007/3-540-28903-8\_1.
- [143] Stefano Michelagnoli, Gianni Pedrizzetti, and Attilio Evangelisti. Computer simulation of blood flow dynamics after carotid endarterectomy. *Lemosos, Cyprus:MEDICON*, The Unversity of Utha, 1998. Journal Article.
- [144] J. A. Moore, Brian K. Rutt, Stephen J. Karlik, Kevin Yin, and C. Ross Ethier. Computational Blood Flow Modeling Based on In Vivo Measurements. *Annals of Biomedical Engineering*, 27(5):627–640, 1999.
- [145] James E. Moore Jr, Chengpei Xu, Seymour Glagov, Christopher K. Zarins, and David N. Ku. Fluid wall shear stress measurements in a model of the human abdominal aorta: oscillatory behavior and relationship to atherosclerosis. *Atherosclerosis*, 110(2):225–240, 1994.
- [146] Jonathan Murphy and Fergal Boyle. Predicting neointimal hyperplasia in stented arteries using time-dependant computational fluid dynamics: a review. *Computers in Biology and Medicine*, 40(4):408–418, April 2010.
- [147] V. Novaresio, M. García-Camprubí, S. Izquierdo, P. Asinari, and N. Fueyo. An open-source library for the numerical modeling of mass-transfer in solid oxide fuel cells. *Computer Physics Communications*, 183(1):125–146, 2012. Journal Article.
- [148] Bernd M. Ohnesorge, Thomas G. Flohr, Christoph R. Becker, Andreas Knez, and Maximilian F. Reiser. *Multi-slice and Dual-source CT in Cardiac Imaging*. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, 2007.

## BIBLIOGRAFÍA

---

- [149] William W. Orrison. *Neurorradiología*. Elsevier España, 2000.
- [150] S. Osher and S. Chakravarthy. High Resolution Schemes and the Entropy Condition. *SIAM Journal on Numerical Analysis*, 21(5):955–984, October 1984. 00382.
- [151] S. V Patankar and D. B Spalding. A calculation procedure for heat, mass and momentum transfer in three-dimensional parabolic flows. *International Journal of Heat and Mass Transfer*, 15(10):1787–1806, October 1972.
- [152] Suhas V Patankar. *Numerical heat transfer and fluid flow*. Hemisphere Pub. Corp. ; McGraw-Hill, Washington; New York, 1980.
- [153] K. Perktold and G. Rappitsch. Computer simulation of local blood flow and vessel mechanics in a compliant carotid artery bifurcation model. *Journal of Biomechanics*, 28(7):845–856, 1995. Journal Article.
- [154] K. Perktold, M. Resch, and H. Florian. Pulsatile non-Newtonian flow characteristics in a three- dimensional human carotid bifurcation model. *Journal of Biomechanical Engineering*, 113(4):464–475, 1991.
- [155] M. Piccinelli, A. Veneziani, D. A. Steinman, A. Remuzzi, and L. Antiga. A framework for geometric analysis of vascular structures: Application to cerebral aneurysms. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 28(8):1141–1155, 2009. Journal Article.
- [156] C. Pratesi, S. Michelagnoli, and R. Pulli. New devices for carotid reconstruction. *Journal of Cardiovascular Surgery*, 34(2):177–181, 1993. Journal Article.
- [157] W. F. Pritchard, P. F. Davies, Z. Derafshi, D. C. Polacek, R. Tsao, R. O. Dull, S. A. Jones, and D. P. Giddens. Effects of wall shear stress and fluid recirculation on the localization of circulating monocytes in a three-dimensional flow model. *Journal of Biomechanics*, 28(12):1459–1469, 1995. Journal Article.
- [158] D. Rajamohan, R. K. Banerjee, L. H. Back, A. A. Ibrahim, and M. A. Jog. Developing pulsatile flow in a deployed coronary stent. *Journal of Biomechanical Engineering*, 128(3):347–359, 2006. Journal Article.

## BIBLIOGRAFÍA

---

- [159] Farhad Rikhtegar, Christophe Wyss, Kathryn S. Stok, Dimos Poulikakos, Ralph Müller, and Vartan Kurtcuoglu. Hemodynamics in coronary arteries with overlapping stents. *Journal of Biomechanics*, 47(2):505–511, January 2014.
- [160] S. E. Rittgers, P. E. Karayannacos, J. F. Guy, R. M. Nerem, G. M. Shaw, J. R. Hostetler, and J. S. Vasko. Velocity distribution and intimal proliferation in autologous vein grafts in dogs. *Circulation research*, 42(6):792–801, 1978. Journal Article.
- [161] J. Rivera, F. Arias, A. Badrenas, and J. Grau. Estudio hemodinámico mediante simulación numérica para completar el diagnóstico en estenosis carotídeas tributarias de endarterectomía. *Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería*, June 2015.
- [162] J. Rivera, G. B. van der Graaf, J. R. Escudero, S. Bellmunt, and F. van de Vosse. A computational fluid dynamics study on hemodynamics for different locations of the distal anastomosis of a bypass nearby a collateral vessel in the femoropopliteal area. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, 30(11):1263–1277, November 2014.
- [163] J. Rivera-Amores and G. Houzeaux. The numerical simulation of blood flow: A useful tool in vascular surgery. *Angiologia*, 55(1):55–63, 2003. Journal Article.
- [164] Philip L. Roe. Some contributions to the modelling of discontinuous flows. In *Large-scale computations in fluid mechanics*, volume 1, pages 163–193, 1985.
- [165] Henrik Rusche. *Computational Fluid Dynamics of Dispersed Two-Phase Flows at High Phase Fractions*. PhD thesis, Imperial College of Science, Technology & Medicine, London, 2002.
- [166] Taewon Seo. Hemodynamic Characteristics in the Human Carotid Artery Model Induced by Blood-Arterial Wall Interactions. *World Academy of Science, Engineering and Technology, International Journal of Biological, Biomolecular, Agricultural, Food and Biotechnological Engineering*, 7(5):146–151, 2013.



## BIBLIOGRAFÍA

---

- [167] J. Serena, P. Irimia, S. Calleja, M. Blanco, J. Vivancos, and O. Ayo-Martín. Ultrasound measurement of carotid stenosis: Recommendations from the Spanish Society of Neurosonology. *Neurologia*, 28(7):435–442, 2013.
- [168] E. Shaik. *Numerical simulations of blood flow in arteries using fluid-structure interactions [PhD thesis]*. PhD thesis, 2007. Dissertation/Thesis.
- [169] Eiketsu Sho, Hiroshi Nanjo, Mien Sho, Mikio Kobayashi, Masayo Komatsu, Koichi Kawamura, Chengpei Xu, Christopher K Zarins, and Hirotake Masuda. Arterial enlargement, tortuosity, and intimal thickening in response to sequential exposure to high and low wall shear stress. *Journal of Vascular Surgery*, 39(3):601–612, March 2004.
- [170] V. S. Sottiurai, S. L. Sue, J. R. Breaux, and L. M. Smith. Adaptability of endothelial orientation to blood flow dynamics—a morphologic analysis. *European journal of vascular surgery*, 3(2):145–151, 1989. Journal Article.
- [171] V. S. Sottiurai, J. S. Yao, R. C. Batson, S. L. Sue, R. Jones, and Y. A. Nakamura. Distal anastomotic intimal hyperplasia: histopathologic character and biogenesis. *Annals of Vascular Surgery*, 3(1):26–33, 1989. Journal Article.
- [172] D. B. Spalding. A novel finite difference formulation for differential expressions involving both first and second derivatives. *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, 4(4):551–559, July 1972.
- [173] P. Sweby. High Resolution Schemes Using Flux Limiters for Hyperbolic Conservation Laws. *SIAM Journal on Numerical Analysis*, 21(5):995–1011, October 1984.
- [174] A. Swillens, T. De Schryver, L. Løvstakken, H. Torp, and P. Segers. Assessment of numerical simulation strategies for ultrasonic color blood flow imaging, based on a computer and experimental model of the carotid artery. *Annals of Biomedical Engineering*, 37(11):2188–2199, 2009.

## BIBLIOGRAFÍA

---

- [175] C. A. Taylor. Open problems in computational vascular biomechanics: Hemodynamics and arterial wall mechanics. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 198(45-46):3514–3523, 2009. Journal Article.
- [176] C. A. Taylor, M. T. Draney, J. P. Ku, D. Parker, B. N. Steele, K. Wang, and C. K. Zarins. Predictive medicine: Computational techniques in therapeutic decision- making. *Computer Aided Surgery*, 4(5):231–247, 1999. Journal Article.
- [177] D.W. Taylor and H.J.M. Barnett. Beneficial effect of carotid endarterectomy in symptomatic patients with high-grade carotid stenosis. *New England Journal of Medicine*, 325(7):445–453, 1991.
- [178] J. M. Thompson, J. Baan, M. C. Henderson, J. H. Van Bockel, D. A. Cooley, and G. J. Reul. Hemodynamics and anatomy after carotid endarterectomy: A comparison between two different surgical approaches. *Journal of Vascular Technology*, 22(2):89–94, 1998. Journal Article.
- [179] K. Tokunaga, K. Sugiu, H. Hayase, A. Nishida, and I. Date. Significant differences in the postoperative morphological and hemodynamic conditions of carotid arteries of patients undergoing stenting or endarterectomy with patch angioplasty. *Neurosurgery*, 65(5):884–888, 2009. Journal Article.
- [180] H. Tseng, T. E. Peterson, and B. C. Berk. Fluid shear stress stimulates mitogen-activated protein kinase in endothelial cells. *Circulation research*, 77(5):869–878, 1995. Journal Article.
- [181] T. Tuković and H. Jasak. A moving mesh finite volume interface tracking method for surface tension dominated interfacial fluid flow. *Computers and Fluids*, 55:70–84, 2012. Journal Article.
- [182] E. Tzima, M. Irani-Tehrani, W. B. Kiosses, E. Dejana, D. A. Schultz, B. Engelhardt, G. Cao, H. DeLisser, and M. A. Schwartz. A mechanosensory complex that mediates the endothelial cell response to fluid shear stress. *Nature*, 437(7057):426–431, 2005. Journal Article.

## BIBLIOGRAFÍA

---

- [183] Bram van Leer. Towards the ultimate conservative difference scheme. II. Monotonicity and conservation combined in a second-order scheme. *Journal of Computational Physics*, 14(4):361–370, March 1974.
- [184] Bram Van Leer. Towards the ultimate conservative difference scheme III. Upstream-centered finite-difference schemes for ideal compressible flow. *Journal of Computational Physics*, 23(3):263–275, March 1977.
- [185] Bram Van Leer. Towards the ultimate conservative difference scheme. IV. A new approach to numerical convection. *Journal of Computational Physics*, 23(3):276–299, March 1977.
- [186] Bram van Leer. Towards the ultimate conservative difference scheme. V. A second-order sequel to Godunov’s method. *Journal of Computational Physics*, 32(1):101–136, July 1979.
- [187] H. K. Versteeg. *An Introduction to computational fluid dynamics: the finite volume method*. Pearson Education, London, 2nd ed edition, 2007.
- [188] G.-M. von Reutern, M.-W. Goertler, N. M. Bornstein, M. D. Sette, D. H. Evans, M.-W. Goertler, A. Hetzel, M. Kaps, F. Perren, A. Razumovsky, T. Shiogai, E. Titianova, P. Traubner, N. Venketasubramanian, L. K. S. Wong, M. Yasaka, and on behalf of the Neurosonology Research Group of the World Federation of Neurology. Grading Carotid Stenosis Using Ultrasonic Methods. *Stroke*, 43(3):916–921, February 2012.
- [189] Amanda Kathleen Wake. *Modeling fluid mechanics in individual human carotid arteries [PhD Thesis]*. PhD thesis, 2005. Dissertation/Thesis.
- [190] C. Wang, M. Chen, S.-L. Liu, Y. Liu, J.-M. Jin, and Y.-H. Zhang. Spatial distribution of wall shear stress in common carotid artery by color doppler flow imaging. *Journal of Digital Imaging*, 26(3):466–471, 2013.
- [191] C. Warlow, B. Farrell, A. Fraser, P. Sandercock, and J. Slattery. Randomised trial of endarterectomy for recently symptomatic carotid stenosis: Final results of the MRC European Carotid Surgery Trial (ECST). *Lancet*, 351(9113):1379–1387, 1998. Journal Article.

## BIBLIOGRAFÍA

---

- [192] R. F. Warming and Richard M. Beam. Upwind Second-Order Difference Schemes and Applications in Aerodynamic Flows. *AIAA Journal*, 14(9):1241–1249, 1976.
- [193] Jolanda J. Wentzel, Frank J. H. Gijzen, Nikos Stergiopoulos, Patrick W. Serruys, Cornelis J. Slager, and Rob Krams. Shear stress, vascular remodeling and neointimal formation. *Journal of Biomechanics*, 36(5):681–688, May 2003.
- [194] S. S. White, C. K. Zarins, D. P. Giddens, H. Bassiouny, F. Loth, S. A. Jones, and S. Glagov. Hemodynamic patterns in two models of end-to-side vascular graft anastomoses: Effects of pulsatility, flow division, Reynolds number, and hood length. *Journal of Biomechanical Engineering*, 115(1):104–111, 1993. Journal Article.
- [195] James O. Wilkes. Computational fluid mechanics and heat transfer. By Dale A. Anderson, John C. Tannehill, and Richard H. Pletcher, McGraw-Hill, 1984, 599. *AIChE Journal*, 31(5):878–878, May 1985.
- [196] J. R. Womersley. Method for the calculation of velocity, rate of flow and viscous drag in arteries when the pressure gradient is known. *The Journal of Physiology*, 127(3):553–563, March 1955.
- [197] X. Yang, H. Dong, and X. Zhang. Computational mass transfer based on CFD with OpenFOAM in single-phase flow. *1st International Conference on Engineering and Technology Innovation, ICETI 2011*, 145:134–137, 2012. Monograph.
- [198] H. F. Younis, M. R. Kaazempur-Mofrad, R. C. Chan, A. G. Isasi, D. P. Hinton, A. H. Chau, L. A. Kim, and R. D. Kamm. Hemodynamics and wall mechanics in human carotid bifurcation and its consequences for atherogenesis: Investigation of inter-individual variation. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 3(1):17–32, 2004. Journal Article.
- [199] C. K. Zarins, D. P. Giddens, and B. K. Bharadvaj. Carotid bifurcation atherosclerosis. Quantitative correlation of plaque localization with flow velocity profiles and wall shear stress. *Circulation research*, 53(4):502–514, 1983. Journal Article.
- [200] C. K. Zarins, M. A. Zatina, D. P. Giddens, D. N. Ku, and S. Glagov. Shear stress regulation of artery lumen diameter in experimental

## ÍNDICE ALFABÉTICO

---

- atherogenesis. *Journal of vascular surgery : official publication, the Society for Vascular Surgery [and] International Society for Cardiovascular Surgery, North American Chapter*, 5(3):413–420, 1987. Journal Article.
- [201] H. Zhang and L. Zhang. Numerical simulation of cavitating turbulent flow in a high head Francis turbine at part load operation with OpenFOAM. volume 31, pages 156–165, 2012. Conference Proceedings.
- [202] S.Z Zhao, X.Y Xu, A.D Hughes, S.A Thom, A.V Stanton, B Ariff, and Q Long. Blood flow and vessel mechanics in a physiologically realistic model of a human carotid arterial bifurcation. *Journal of Biomechanics*, 33(8):975–984, August 2000.

# Índice alfabético

- activación plaquetaria, 17
- adaptivlength, 73
- AIT, 15
- algoritmos
  - PISO, 58, 60, 61, 136, 159, 174
  - SIMPLE, 52, 57–60
  - SIMPLEC, 57, 60, 61
  - SIMPLER, 57, 60, 61
- aliasing, 63
- angio-RM, 132
- angio-TC, 132, 139, 140, 145
- angioplastia, 19
- angiotomografía, 66
- applications, 93
- arteria oftálmica, 21, 22
- ataques cerebrovasculares, 14
- ateroesclerosis, 1, 14–16
- ateromas, 14, 136
- autopatch, 86
  
- BC, 135, 139, 158
- block, 149
- blockMesh, 99, 134
- blockMeshDict, 99, 149
- bulbo carotídeo, 20
- bypass, 3, 23, 204
  
- C++, 93
- calculator, 126
  
- caudal, 143, 168
- cavity, 97
- cerebrovascular, 1, 6, 19, 22
- CFD, 2, 5
- checkMesh, 155
- clip, 126
- colliding fronts, 71, 77, 86, 146
- constant, 99, 109
- contour, 126
- controlDict*, 110
- Cuff, 3, 204
- curvas de velocidades, 143
  
- deltaT, 112
- densidad, 26, 109, 134, 135, 159, 172, 182
- derivación, 3
- diámetros, 161
- diastólico, 21
- diccionario, 97
- DICOM, 132, 133, 139, 145
- Dirichlet, 27, 46
- Doppler
  - ángulo de insonación, 63
  - diámetros, 141
  - ecógrafo, 63, 140
  - filtros, 63
  - frecuencias, 63
  - ganancias, 63

## ÍNDICE ALFABÉTICO

---

- ECs, 19
- ECST, 7, 20
- eliminación gaussiana, 49
- endarterectomía, 5
- equipo (TAC), 142
- esquemas
  - CD, 37, 38, 40
  - HYBRID, 38, 41
  - LUD, 45, 46, 136, 159, 174
  - POTENCIAL, 40, 41
  - QUICK, 40, 42, 46
  - TVD, 45, 46
  - UPWIND, 38–40
- estacionario (no), 94, 97, 109
- estenosis
  - grado, 6, 20
- Euler, 36, 113, 136, 161, 174
- extensionratio, 73
- extract subset, 126
  
- flujo colateral, 21
- foamToVTK, 123
- frentes de choque, 71, 77
- fvSchemes, 112
- fvSolution, 112, 114
  
- Gauss lineal, 136, 161, 174
- Gauss-Seidel, 49
- glyph, 127
- GNU, 2, 93
- GNU/Linux, 124
- Gosling, 21
- GPL, 93
  
- HI, 17
  
- icoFoam, 45, 97, 109, 112, 134, 136
- incompresible, 51, 97
- infrapoplítea, 204, 205
  
- inicialización, 86
- initialization, 146
- intensidad
  - de convección, 37
  - de difusión, 37
- invasiva, 66
- inversión de Cramer, 49
- isosuperficie, 71, 77
- ITK-SNAP, 67, 133
  
- Jacobi, 49
  
- laminar, 25, 51, 94, 95, 97, 109, 110, 205, 207
- Leonard, 42
- levelset, 145
  
- métodos
  - directos, 49
  - iterativos, 49
- marcha rápida, 71, 77
- marchingcube, 72
- Miller, 3
  
- número de
  - Courant, 35, 112, 136, 161, 174
  - Peclet, 37–40
  - Reynolds, 37, 109, 110
- NASCET, 7, 20, 22
- Navier-Stokes, 26, 93, 134
- Netgen, 87
- Newtonian, 109
- newtoniano, 9, 25, 51, 94, 97, 109, 135, 159, 172, 181, 205, 207
- newtoniano (no-newtoniano), 9, 94, 135
- NNT, 22
- normalestimationratio, 73
- nu, 109

## ÍNDICE ALFABÉTICO

---

- numérica
  - difusión, 42
  - dispersión, 42
- OpenCFD, 2
- orden
  - primer, 40
  - segundo, 38, 45
  - superior, 46
  - tercer, 45
- oscilaciones
  - overshoots, 45, 46
  - undershoots, 45, 46
- OSI, 1, 17
- paraFoam, 123
- ParaView, 155
- parche, 3, 8
- pared, 159
  - elasticidad, 135
  - rígida, 25, 135, 159, 172, 182, 205, 207
- PBiCG, 115, 136, 159, 174
- PCG, 136, 159, 174
- piezoeléctricas, 63
- polígono de Willis, 21, 22
- polyMesh, 99
- Pourcelot, 21
- Python, 68
- rayos X, 66
- reestenosis, 8
- resolución, 66
- revascularización, 3
- Robin, 28
- sangre, 135, 159, 172, 181
- secciones, 139
- segmentación, 77, 133, 145
- set boundary code, 87
- sistólico, 21
- slice, 155
- snappyHexMesh, 87, 92, 93, 134, 149
- solvers, 93
- stent, 19
- stl, 133
- sub-relajación, 50, 55
- supersónico, 94
- Synaptic, 124
- system, 110, 112
- término
  - convectivo, 33
  - difusivo, 33
  - fuelle, 34
- túnica íntima, 18
- Taylor, 3
- TC, 66
- TE, 18, 163, 164, 201
  - Post, 177, 202
- temporal, 34
  - Euler implícito, 136, 161, 174
  - explícito, 35
  - implícito, 36
- temporalStatistic, 127
- threshold, 126
- time step, 110, 136, 161, 174
- tolerancia, 112
  - presiones, 136, 159, 174
  - velocidades, 136, 159, 174
- transónico, 94
- transportModel, 109
- transportPropertie*, 109
- trombosis, 16, 136
- turbulento, 94, 95
- umbrales, 71, 78, 86, 146



## ÍNDICE ALFABÉTICO

---

utilities, 93

variable

- genérica  $\phi$ , 27

velocidad

- de cizallamiento, 17
- espectros, 65, 142
- VDF, 22
- VSM, 21, 22

viscosidad, 16, 17, 23

- cinemática, 26, 109, 135, 159, 172, 181, 182
- dinámica, 26

vmtk, 127, 133, 145

vmtkcenterlineviewer, 69

vmtkflowextensions, 72

vmtkimagereader, 70

vmtkimageviewer, 69

vmtkimagevoiselector, 70, 74, 145

vmtklevelsetsegmentation, 70, 78, 145

vmtkmarchingcubes, 72, 148

vmtkrenderer, 69

vmtksurfaceclipper, 72

vmtksurfacesmoothing, 72

vmtksurfaceviewer, 69

vmtkvoiselector, 145

voi, 73, 77, 145

volumen rendering, 127

Von Neumann, 28, 46

VTI, 127

VTK, 87, 123

Womersley, 25, 64, 92, 135, 143, 205

WomersleyVelocitipeak, 158

WSS, 1, 16

WSS (alto), 16

WSS (bajo), 17

WSS (oscilante), 17

zeroGradient, 159

zona de estudio, 139